

Aus der Abteilung für Zahnerhaltung und Präventivmedizin  
(Leiter: Prof. Dr. J.-F. Roulet)  
des Zentrums für Zahnmedizin (Campus Virchow-Klinikum)  
der Medizinischen Fakultät Charité  
der Humboldt-Universität zu Berlin

## DISSERTATION

### Der Einfluss einer vereinfachten Applikationstechnik auf das Randverhalten von Keramikinlays

Zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae dentariae  
(Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité  
der Humboldt-Universität zu Berlin

von  
Stefan Clotten  
aus Frankfurt am Main

Dekan: Prof. Dr. Joachim W. Dudenhausen

Gutachter: 1. Prof. Dr. J.-F. Roulet

2. Prof. Dr. A. Mehl

3. Prof. Dr. D. Heidemann

Datum der Promotion: 09. Januar 2004

**Für Ann**

## Abstract

The adhesive luting technique for ceramic inlays requires a sequence of multiple steps that are cumbersome and time consuming. Furthermore, modifications of dentin bonding procedures may negatively influence the margin quality of ceramic inlays with cervical dentin finishing lines.

**Purpose:** The objective of this study was to test the effect of a new, simplified procedure for dentin bonding on the margin quality of ceramic inlays.

**Materials and Methods:** Thirty-two MOD inlay cavities with cervical finishing lines in dentin were prepared into premolars. They were randomly divided into four groups ( $n = 8$ ): In the balanced design, one parameter was the inlay material (Empress/Cerec) and the other the polymerization of the dentin bonding agent, before insertion of the inlay (P+) and after insertion of the inlay (P-). All inlays were inserted with dual cured cement (Variolink II) in combination with an enamel and dentin conditioning universal bonding agent (Etch & Prime 3.0). Three parameters were used to determine the inlay margin quality: (1) the fit, measured by the difference of the insertion depth into the cavity between try-in and cementation, (2) a quantitative margin analysis in the SEM at a magnification of 200xs, before and after thermocycling (2000 times between 5 and 55 degrees centigrade), using epoxy replicas and (3) dye penetration.

**Results:** Statistical analysis using the ANOVA test showed in all four groups the inlays were  $>5 \mu\text{m}$  deeper in the cavities than at the try-in session. This is explained by the substance loss from the etching. The measured difference for Cerec inlays inserted in cavities, where the bonding agent was not polymerized prior to insertion, was significantly larger. Statistical interpretation of the margin analysis of the cervical segment using the Friedman and Wilcoxon Test revealed no statistical differences ( $p < 0.01$ ) for both criteria tested. The median values for all groups were

100% for clinical acceptable margin and 0% for marginal opening. The dye penetration test resulted in 71% of the enamel margins and 38% of the dentin margins.

**Conclusion:** By using the universal bonding agent, high margin qualities on dentin and enamel are obtained with ceramic inlays even with the simplified approach.

## **Zusammenfassung**

Die adhäsive Befestigung von keramischen Inlays erfordert viele mühsame und zeitintensive Arbeitsschritte. Zudem werden die Dentin-Bonding-Materialien nicht nach den Herstellerangaben verarbeitet, was unter Umständen einen negativen Einfluss auf die Randqualität von keramischen Inlays deren Ränder sich im Dentin befinden können, haben kann.

**Ziel der Untersuchung:** In dieser Studie wurde der Einfluss einer vereinfachten Applikationstechnik auf die Randqualität keramischer Inlays untersucht.

**Material und Methode:** MOD-Inlaykavitäten mit Präparationsgrenze im Dentin wurden in 32 humane kariesfreie Prämolaren präpariert. Die Prämolaren wurden zufällig in vier Gruppen geteilt (n=8). In dem Versuchsaufbau war ein Untersuchungsparameter das Inlaymaterial (Empress/Cerec) und der andere die Polymerisation des Dentin-Bonding-Materials vor Insertion des Inlays (P+) und nach Insertion des Inlays (P). Alle Inlays wurden mit einem Dualzement (Variolink II) in Kombination mit einem schmelz- und dentinkonditionierenden Universal-Bonding-Material (Etch & Prime 3.0) eingegliedert. Drei Parameter wurden verwandt, um die Qualität der Versorgung zu bestimmen: 1. Die Passung, gemessen durch die Differenz der Einsenktiefe in die Kavität zwischen der Anprobe und nach dem Zementieren, 2. die Randqualität, die mittels quantitativer Randanalyse im SEM bei einer 200fachen Vergrößerung vor und nach Temperaturlastwechsel (2000 mal zwischen 5° und 55° C) durch Replikas aus Epoxydharz bestimmt wurde und 3. die Randsdichtheit, überprüft mit einem Farbstoffpenetrationstest (0,5% wässrige Lösung von basischem Fuchsin).

**Ergebnisse:** Die statistische Analyse (ANOVA) ergab: In allen vier Gruppen waren die Inlays nach der Eingliederung  $> 5\mu\text{m}$  tiefer in der Kavität, als bei der Anprobe. Das Ergebnis war für die Gruppe Cerec-Inlays bei denen das Dentin-Bonding vor dem Eingliedern nicht polymerisiert wurde signifikant größer. Die statistische Auswertung der Randanalyse nach dem Friedman und Wilcoxon Test ergab für die zervikalen Bereiche für beide getesteten Kriterien keine statistisch signifikanten Unterschiede ( $p < 0,01$ ). Die Medianwerte für alle Gruppen zeigten 100 Prozent klinisch akzeptable Ränder und keine Randspalten. Der Farbstoffpenetrationstest ergab 71 Prozent dichte Ränder im Schmelz und 38 Prozent dichte Ränder im Dentin.

**Schlussfolgerung:** Bei der Verwendung des universal Bonding-Materials ist es möglich, hohe Randqualitäten mit keramischen Inlays im Schmelz und Dentin selbst mit einer vereinfachten Applikationstechnik, zu erzielen.

**Schlagwörter:** Schichtdickenmessung, Quantitative Randanalyse, Farbstoffpenetrationstest, keramische Inlays, adhäsive Befestigung

## Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	12
2	Literaturübersicht.....	15
2.1	Grundlagen der Haftung am Schmelz und am Dentin .....	15
2.1.1	Adhäsion .....	15
2.1.2	Schmelz-Ätz-Technik.....	16
2.1.3	Dentinhaftmechanismen.....	17
2.2	Keramische Inlays .....	21
2.2.1	Gesinterte Inlays.....	21
2.2.2	Gegossene Glaskeramikinlays .....	22
2.2.3	Computergefräste Keramikinlays .....	23
2.2.4	Celay-Inlays.....	24
2.2.5	IPS-EMPRESS Keramikinlays.....	25
2.3	Verbund zwischen Komposit und Keramik .....	26
2.3.1	Keramikätzung .....	26
2.3.2	Silane .....	27
2.3.3	Kompositmaterialien .....	28
2.3.4	Glyzerin-Gel .....	33
3	Ziel der Untersuchung .....	34
4	Schichtdickenmessung.....	35
4.1	Einleitung.....	35
4.2	Literaturübersicht.....	35
4.3	Vorversuche .....	37
4.3.1	Schlussfolgerungen aus den Vorversuchen .....	40
4.4	Hauptversuch .....	41
4.4.1	Material und Methode.....	41
4.4.2	Zahnauswahl und Vorbereitung.....	41
4.4.3	Experimentelles Design.....	43
4.4.4	Eingliederung der Inlays .....	45
4.4.5	Statistische Auswertung .....	46
4.5	Ergebnisse .....	47



4.6	Diskussion.....	48
4.6.1	Material und Methode .....	48
4.6.2	Kavitätenpräparation .....	48
4.6.3	Art der Inlays.....	49
4.6.4	Befestigungskomposit.....	50
4.6.5	Polymerisation .....	51
4.6.6	Millitaster .....	52
4.6.7	Ergebnisse .....	52
4.7	Schlussfolgerungen .....	54
5	Quantitative Randanalyse.....	55
5.1	Einleitung .....	55
5.2	Literaturübersicht .....	55
5.3	Material und Methode .....	58
5.4	Quantitative Randanalyse .....	60
5.5	Temperaturwechselbelastung .....	66
5.6	Statistische Auswertung.....	66
5.7	Ergebnisse .....	66
5.7.1	Übergänge von Schmelz zu Komposit vor und nach Temperaturwechselbelastung .....	68
5.7.2	Übergänge von Dentin zu Komposit vor und nach Temperaturwechselbelastung .....	70
5.7.3	Übergänge von Inlay zum Komposit in Schmelzbegrenzenden Arealen vor und nach Temperaturlastwechsel .....	72
5.7.4	Übergänge von Inlay zum Komposit in Dentinbegrenzenden Arealen vor und nach Temperaturwechselbelastung .....	74
5.7.5	Handhabungsfehler.....	76
5.7.6	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	76
5.8	Diskussion.....	77
5.8.1	Material und Methode .....	77
5.8.1.1	In vitro Untersuchungen .....	77
5.8.1.2	Auswahl und Lagerung der Zähne .....	78
5.8.1.3	Gruppengröße.....	79
5.8.1.4	Etch & Prime 3.0 .....	79

5.8.1.5	Pulpenverträglichkeit .....	80
5.8.1.6	Gewebeverträglichkeit .....	80
5.8.1.7	Randdichtigkeit .....	81
5.8.1.8	Ausarbeitung .....	82
5.8.1.9	Wasserlagerung .....	84
5.8.1.10	Funktionelle Untersuchungsmethoden .....	84
5.8.1.11	Morphologische Untersuchungsmethoden .....	84
5.8.1.12	Replikatechnik .....	85
5.8.1.13	Quantitative Randanalyse .....	86
5.8.1.14	Temperaturwechselbelastung .....	87
5.8.1.15	Box- und Whiskers- Plots .....	88
5.8.2	Ergebnisse .....	90
5.9	Schlussfolgerungen .....	92
6	Farbstoffpenetrationstest.....	93
6.1	Einleitung.....	93
6.2	Literaturübersicht.....	93
6.3	Material und Methode.....	96
6.3.1	Auswahl und Vorbereitung der Zähne .....	96
6.3.2	Farbstoffpenetration .....	97
6.3.3	Schnittführung .....	97
6.3.4	Auswertung des Farbstoffpenetrationstestes .....	99
6.3.5	Statistische Auswertung .....	100
6.4	Ergebnisse .....	101
6.4.1	Farbstoffpenetration im Schmelz.....	101
6.4.2	Farbstoffpenetration im Dentin .....	102
6.5	Diskussion .....	103
6.5.1	Material und Methode.....	103
6.5.2	Schnittführung .....	104
6.5.3	Auswertung .....	105
6.5.4	Ergebnisse .....	106
6.6	Schlussfolgerungen aus dem Farbstoffpenetrationstest.....	109
7	Schlussfolgerungen gesamt .....	110
8	Literaturverzeichnis .....	111

Anhang	157
Messprotokolle	157
Schichtdickenmessung	157
Quantitative Randanalyse	158
Farbstoffpenetrationstest	166
Materialliste	168
Danksagung	170
Lebenslauf	171
Erklärung an Eides Statt	172

# 1 Einleitung

Eine zunehmende Zahl von Patienten lehnt Amalgam als Füllungsmaterial für die Versorgung ihrer Seitenzähne ab und wünscht sich ästhetische Versorgungsformen. Als Alternativen werden plastische Kompositfüllungen mit oder ohne Einlagen sowie zahnfarbene Inlays verwandt (Richter 1992, Bundesgesundheitsamt 1992, Roulet et al. 1993, Garber und Goldstein 1994, Roulet und Degrange 1996, Roulet 1997, Dietschi und Spreafico 1997). Diese Restaurationen werden mit der Adhäsivtechnik an Zahnstrukturen befestigen, um so den durch die Polymerisationsschrumpfung bedingten Spannungen des Komposits entgegenwirken zu können (Davidson et al. 1984). Durch die Schmelzätztechnik ist es möglich, nahezu randspaltfreie Kunststofffüllungen anzufertigen (Buonocore 1955, Crim und Shay 1987, Lutz et al. 1984, Noack 1988, Gwinnett 1990, Buchalla et al. 1997). Als Schwachstelle werden die prismenfreien Anteile in der zervikalen Schmelzregion angegeben. Die Verjüngung der Schmelzschichtstärken nach apikal stellen somit eine entscheidende Rolle bei schmelzbegrenzenden Füllungsrandern dar (Jörgensen und Ono 1984).

Bei der Verwendung von direkten Kompositfüllungen können nur kleine bis mittlere Kavitäten versorgt werden, deren Kavitätenränder sich im Schmelz befinden sollten (Jensen und Chan 1985). Das Randverhalten von im Dentin befindlichen Füllungsrandern wird noch nicht als voll befriedigend angesehen. Inlays weisen bessere Randeigenschaften auf (Komatsu und Finger 1986, Blunk 1987, Blunk 1988, Blunck und Roulet 1989, Krejci et al. 1990, Krejci et al. 1993, Heymann und Bayne 1993, Prati 1989, Roulet und Lösche 1994, Hannig et al. 1995, Schuckar und Geurtsen 1995, Dietrich et al. 1997, Dietrich et al. 1998).

Eine Alternative zu direkten Kompositfüllungen stellen zahnfarbene Inlays dar, die mit Hilfe von Befestigungsmaterialien in unterschnittfreie kastenförmige Kavitäten adhäsiv verankert werden können (Mörmann et al. 1985, Klaiber 1988, Roulet und Herder 1989, Noak und Roulet 1991). Sie weisen ein überlegenes Randverhalten auf (Reich et al. 1990, Bronwasser et al. 1991, Hürzeler et al. 1991, Isenberg et al. 1991). Der Vorteil des adhäsiv befestigten Inlays gegen-

über der plastischen Kompositfüllung besteht darin, dass bei der Eingliederung des Inlays aufgrund des Inlaykörpers nur eine geringe Masse an Befestigungskomposit benötigt wird. Die Schrumpfung des Komposites und die während der Polymerisation wirkenden Kräfte auf die Kavitätenbegrenzungen werden so minimiert (Geppert und Roulet 1986, Herder und Roulet 1988). Im Bereich des Schmelzes sorgt das Einfließen von niedrigviskosen Versiegler (Bonding Agent) auf ein provoziertes Ätzmuster nach der Polymerisation für eine mechanische Verankerung (Buonocore 1955).

Die mikromechanische Verankerung gilt gegenwärtig als anerkannter Haftmechanismus von adhäsiv befestigten Kunststoffen am Dentin (Erickson 1989, Nakabayashi et al. 1982a, Erickson 1992, Pashley et al. 1992a, Pashley et al. 1992b). Sie erfolgt durch Kunststoffzapfen (resin tags) und der Ausbildung einer Hybridschicht (Nakabayashi 1992, Nakabayashi et al. 1992), welche den hauptsächlichen Anteil des Haftverbundes darstellen (Pashley und Carvalho 1997). Durch ein vorsichtiges Ätzen, eine Vorbehandlung und die Diffusion eines hydrophilen Monomers in die oberflächlichen Schichten des Dentins, stabilisiert durch ein amphiphiles Adhäsiv, werden so in der Regel die kunststoffverstärkte Dentinschicht, die Hybridschicht und die Kunststoffzapfen erzielt. Dieses Gefüge muss anschließend mit Licht gehärtet werden, um den Kräften der Polymerisationsschrumpfung des Kompositkunststoffes widerstehen zu können (Erickson 1992). Es bestehen jedoch auch Anzeichen für die Ausbildung eines chemischen Verbundes zwischen Kunststoff und Dentin (Eliades et al. 1990, Spencer et al. 1992, Meerbeek et al. 1993a).

Um den Arbeitsablauf der Haftvermittlung zwischen Dentin und Kunststoff zu vereinfachen, haben die Hersteller versucht, möglichst viele Komponenten, die zur Adhäsion benötigt werden, in einer Flasche zusammenzufassen „One-bottle-System“. Diese stellen die so genannte 5. Generation von Dentinadhäsiven dar. Die besondere Arbeitserleichterung besteht darin, dass nach Auftrag der selbstätzenden Dentinadhäsive das Absprühen mit Wasser und somit die Frage ob die Kavität noch ausreichend feucht oder schon zu trocken ist, entfällt.

Das Problem bei der Eingliederung von hochpräzisen Inlays ist, dass durch die Schichtdicke des polymerisierten Bonding-Kunststoffes es nicht möglich ist, das Inlay vollständig in der Kavität zu platzieren (Meerbeek et al. 1992b, Paul 1995). Die Filmdicke von Dentinadhäsiven variiert zwischen 60 bis 350  $\mu\text{m}$ , wenn sie direkt nach dem Auftragen auf einen präparierten Zahn ausgehärtet wurde (Pashley et al. 1992a). MEERBEEK et al. (1992b) fanden bei der Untersuchung von Scotchbond-Adhäsiv Schichtstärken zwischen 50 und 500  $\mu\text{m}$ . Am Übergang der inneren Kavitätenwinkel kann die Filmdicke des Bonding-Kunststoffes von 60 bis zu 350  $\mu\text{m}$  betragen (Peter et al. 1997, Pashley et al. 1992). Aus diesem Grund werden bei dem Eingliedern von keramischen Inlays Kompromisse in der Weise eingegangen, dass vor der Eingliederung des Inlays der Bonding-Kunststoff nicht ausgehärtet wird. Die Haftwerte von Restaurationen oder Zahnfragmenten ist ohne Vorpolymerisation des Dentinhaftmittels und Applikation eines fließfähigen Komposites geringer (Farik et al. 1998, Naumann 2001). Es ist nicht bekannt welche Auswirkungen dieses Vorgehen auf die Randqualität der Restauration hat.

## **2 Literaturübersicht**

### **2.1 Grundlagen der Haftung am Schmelz und am Dentin**

Um die klinische Anwendung von Adhäsivtechniken richtig durchzuführen, muss der Kliniker die Mechanismen, die Materialien die es zu verbinden gilt, die verfügbaren Adhäsiv-Systeme und wie diese in der jeweiligen klinischen Situation anzuwenden sind, beurteilen können (Degrange und Roulet 1997).

#### **2.1.1 Adhäsion**

Die Adhäsion ist definiert als das Aneinanderhaften zweier Körper vorwiegend unterschiedlichen Materials oder das Haften von Atomen und Molekülen an Phasengrenzflächen infolge zwischenmolekularer Anziehungskräfte, die zwischen den Atomen und Molekülen der beiden Körper oder Stoffe bei hinreichender Annäherung wirksam werden (Brockhaus 1986, Driessens 1977, Smith 1982). Die Stärke der Adhäsion ergibt sich aus der Anzahl der Haftungspunkte pro Fläche und der Größe der Anziehung an diesen Haftpunkten (Elias 1971). Das heißt, die Adhäsion kommt durch mechanische und oder chemische Kräfte zustande, wobei die mechanische Retention in der zahnärztlichen Praxis die größere Rolle spielt (Blunk und Haller 1999). Die physikalische Adhäsion, hierbei handelt es sich um elektrostatische Wechselwirkungen zwischen Molekülen, spielt eine eher untergeordnete Rolle. Sie fördert jedoch die Benetzung von geätzten Schmelz und Dentin (Davidson 1995).

Um eine starke mechanische Adhäsion zu erzielen, sind große Kontaktflächen eine wichtige Voraussetzung, d. h. raue Oberflächen und Mikroporositäten. Zusätzlich sollte eine gute Benetzbarkeit der Flächen vorhanden sein. Dies wird am besten dadurch erreicht, wenn die Oberflächenenergie des Substrates, auf

das etwas adhäsiv befestigt werden soll, möglichst hoch und die Oberflächenspannung des Adhäsivs, das auf diese Oberfläche aufgetragen wird möglichst gering ist. Es wird ein Adhäsiv benötigt, welches dünn fließend ist, eine gute benetzende Eigenschaft hat, um die Rauigkeiten der Oberfläche auszufüllen und sich mikromechanisch zu verankern (Blunk 1996, Blunk und Haller 1999).

### **2.1.2 Schmelz-Ätz-Technik**

Als erster beschrieb BUONOCORE (1955) eine Möglichkeit zahnärztliche Restaurationsmaterialien an Zahnschmelz adhäsiv zu befestigen. Die von BUONOCORE (1955) eingeführte Schmelz-Ätz-Technik beruht auf der selektiven Löslichkeit der Schmelzprismen, die eine mikroretentive Oberfläche entstehen lässt (Buonocore 1963, Buonocore et al. 1968, Gwinnett 1971, Retief 1973, Gwinnett 1988, Diedrich 1983, Noack und Roulet 1987, Tagami et al. 1988, Leger et al. 1990, Baier 1992).

Die Säure entfernt ca. 10 µm der Schmelzoberfläche. Durch unterschiedliche Löslichkeit der Hydroxylapatitkristalle in einem Schmelzprisma und in Abhängigkeit von Ihrer Anordnung zur angreifenden Säure bildet sich ein nicht vorher-sagbares Ätzmuster aus (Retief 1973, Silverstone et al. 1975, Schroeder 1987). Es entstehen Porositäten von 25 µm – 75 µm Tiefe. Dieses System von Mikrokanälen vergrößert die behandelte Oberfläche weit über 2000-mal. Dadurch kann eine wesentlich höhere mechanische Verbindung zwischen der Zahnschmelz und dem Komposit entstehen (Buonocore 1955, Albers 1996, Blunk und Haller 1999). Die angeätzten Schmelzflächen werden anschließend mit einem niedrigviskösen Haftvermittler benetzt. Bei konsequenter Durchführung der adhäsiven Füllungstechnik kann sich so eine feste Verankerung zwischen Kompositmaterial und natürlicher Zahnschmelz ergeben (Buonocore 1955, Buonocore 1963, Castagnola et al. 1975, Lutz et al. 1976). Eine Randspaltbildung kann demzufolge zwischen Kompositmaterial und Zahnschmelz verhindert werden (Buonocore 1955, Buonocore 1963, Castagnola et al. 1975, Frei 1975, Lutz



et al. 1976, De Trey 1976, De Trey und Lutz 1977, Low et al. 1978, Lutz et al. 1984, Geppert und Roulet 1986, Noack und Roulet 1987, Noack 1988a, Noack 1988b, Petrin 1991).

Ein optimales Ätzmuster ist dann gewährleistet, wenn die Schmelzprimen schräg angeschnitten werden (Frei 1975, Crim und Mattingly 1981). Prismenfreie, prismenarme und unregelmäßige Schmelzstrukturen stellen jedoch die Schwachstelle einer adhäsiven Versorgung dar (Amsberry et al. 1984, Jörgensen und Ono 1984). Sie befinden sich vor allem zervikal im Approximalbereich. Diese Kenntnisse sind mit eine Voraussetzung dafür, um erfolgreich zahnfarbene Inlays, die aufgrund ihrer materialtechnischen Eigenschaften nur adhäsiv befestigt werden können, erfolgreich einzugliedern. Ein konventionelles Zementieren würde durch die Sprödigkeit des Materials zu schlechten Ergebnissen führen (Geppert und Roulet 1986).

### **2.1.3 Dentinhaftmechanismen**

Das Dentin ist im Gegensatz zu dem nur wenig organische Substanzen enthaltenden Zahnschmelz, vielschichtiger aufgebaut. Eine Haftung ist deshalb wesentlich schwieriger zu erzielen. Ein direkter Übertrag des Haftmechanismus der Schmelz-Ätz-Technik auf die Verbindung von Kunststoffen mit Dentin ist nicht möglich (Blunck 1996). Ein typisches Strukturmerkmal des Dentins stellen die mit Dentinliquor und Odontoblastenfortsätzen gefüllten Tubuli dar, die eine direkte Verbindung zwischen Kavitätenboden bzw. freiliegenden Wurzeloberflächen und Pulpa herstellen. Die Tubuli werden von peritubulärem Dentin begrenzt, das wesentlich stärker mineralisiert ist, als das intertubuläre Dentin. Aufgrund des Dentinliquors hat das Dentin einen hydrophilen Charakter. Dadurch können hydrophobe Materialien wie Komposite oder Adhäsive, die ausschließlich für den Schmelz eingesetzt werden, nicht in innigen Kontakt mit der Dentinoberfläche treten (Blunk und Haller 1999).

Durch die hohen organischen Anteile weist das Dentin eine geringe Oberflächenenergie auf. Diese Tatsache ist ungünstig, da das Benetzen und Haften an Oberflächen mit hoher Energie wesentlich besser erfolgt (Beech 1978, Blunck und Haller 1999). Erschwerend kommt hinzu, dass bei jeder Manipulation mit rotierenden Instrumenten am Dentin die so genannte Schmierschicht (smear layer) entsteht. Diese Schmierschicht ist je nach verwendetem Instrument bis zu 5 µm dick (Erickson 1994, Eick et al. 1991, Haller 1992b, Schroeder 1997) und wird teilweise pfropfenartig in die Dentintubuli gepresst. Die in den Dentinkanälchen befindlichen Anteile der Schmierschicht werden „smear plugs“ genannt (Hickel und Kunzelmann 1997). Bei Verwendung von nicht säurehaltigen Primern verschließt diese Schmierschicht die Tubuli und verhindert einen direkten Kontakt eines Befestigungsmaterials mit der Dentinoberfläche (Pashley et al. 1981). In der Literatur gab es unterschiedliche Diskussionen, wie mit der Schmierschicht verfahren werden sollte. Einige Bondig-Materialien verwendeten Haftvermittler, die direkt auf die Schmierschicht aufgetragen wurden. Die Haftwerte die sich hieraus ergaben, waren jedoch durch die Haftung der Schmierschicht am Dentin limitiert d.h. wurde die Eigenfestigkeit überschritten, versagte der Verbund zum Dentin durch einen Riss innerhalb der Schmierschicht. Viele der älteren Dentin-Haftvermittler nutzten dieses Verfahren. Sie wurden jedoch nach und nach gegen säurehaltige Primer ausgetauscht (Haller 1992a, Haller 1994, Albers 1996, Alhadainy und Abdalla 1996, Degrange und Roulet 1997, Hickel und Kunzelmann 1997).

Um eine Haftung mit dem kompakten Dentin unterhalb der Schmierschicht aufzubauen, muss diese entweder entfernt oder zumindest teilweise aufgelöst werden. Hierzu verwendet man Säuren oder säurehaltige Lösungen. Dieses Vorgehen bewirkt eine Demineralisation der Dentinoberfläche und der Tubulieingänge mit Freilegen des Kollagennetzwerkes.

Hydrophile Primer sind in der Lage sich mit dem ungefüllten Kunststoff, nach Auftrag auf das vorbehandelte Dentin, zu verbinden. Sie enthalten hydrophile Kunststoffmonomere (z.B. HEMA) in einem Lösungsmittel (Wasser, Ethanol

oder Azeton). Azeton verdrängt das Wasser an der zu konditionierenden Oberfläche und ermöglicht so ein gutes Eindiffundieren des Kunststoffes (Nakabayashi et al. 1982, Erickson 1989, Nakabayashi et al. 1991, Meerbeek et al. 1992, Meerbeek et al. 1993b, Pashley et al. 1993, Eick et al. 1995).

Hydrophobe Kunststoffe z.B. BisGMA, TEGDMA, UDMA, HEM u.a. können nun in das hydrophil kunststoffimprägnierte intertubuläre Dentin eindringen und somit eine Verknüpfung im Sinne eines molekularen Netzwerkes ausformen.

Ebenfalls findet ein gewisser Grad an Penetration des ungefüllten Kunststoffes in die Dentinkanälchen und Seitenkanälchen statt. Die jetzt vollständig versiegelte Fläche stellt eine Kunststoff-Dentin-Schicht dar, die es ermöglicht, Kunststoffe an ihr zu befestigen (Pashley und Carvalho 1997). Diese Kunststoffpenetrationsschicht wird im allgemeinen Hybridschicht (hybrid layer) genannt. Der Name Hybridschicht ergibt sich aus der amorphen Struktur der kunststoffverstärkten Schicht bei Betrachtung im Raster-Elektronen Mikroskop (REM) und umfasst die Zone zwischen Komposit und der Dentinoberfläche (Nakabayashi 1982, Nakabayashi et al. 1982, Nakabayashi et al. 1991, Haller 1992b, Nakabayashi und Saimi 1996).

Die mechanische Retention erfolgt im Dentin durch Kunststoffzapfen (resin tags) und der Ausbildung einer Hybridschicht, welche den hauptsächlichen Anteil des Haftverbundes darstellt (Pashley und Carvalho 1997). Es bestehen jedoch auch Anzeichen für die Ausbildung von einem chemischen Verbund zwischen dem Kunststoff und dem Dentin (Eliades et al. 1990, Ruse und Smith 1991, Spencer et al. 1992, Asmussen und Uno 1992, Ruyter 1992, Meerbeek et al. 1993b).

NAKABAYASHI et al. (1982) und NAKABAYASHI (1985) legten die Grundlagen für alle modernen Dentin-Bonding-Materialien und Techniken. Sie wiesen eingehend die Existenz der Hybridschicht nach und zeigten die damit verbundenen Prinzipien und Vorgehensweisen auf. Auch BUONOCORE et al. (1956) beschrieben eine Dentikonditionierung durch Säuren. Sie konnten jedoch keine verbes-

serte Haftung erzielen. Das Konzept der molekularen Vernetzung wurde später experimentell erneut nachgewiesen (Asmussen und Munksgaard 1985, Nakabayashi 1993, Meerbeek et al. 1993b, Tam und Pilliar 1994). Die mikromechanische Verankerung gilt gegenwärtig als anerkannter Haftmechanismus von adhäsiven Kunststoffen am Dentin (Erickson 1989, Erickson 1992, Nakabayashi et al. 1982, Pashley et al. 1992a, Pashley et al. 1992b). Die Leistungsfähigkeit eines Dentinadhäsives zeigt sich in der Ausbildung einer Hybridschicht mit Kunststoffzapfen und lateralen Verzweigungen. Sie zählen zu den Grundvoraussetzungen für die erfolgreiche Verwendung von Dentinhaftvermittlern (Eick et al. 1993, Erickson 1994, Haller 1992, Meerbeek et al. 1992a, Youngson und Grey 1992, Ferrari und Davidson 1996, Chappel et al. 1994a, Chappel et al. 1994b, Mjör und Nordahl 1996).

Das in dieser Studie verwandte Etch & Prime 3.0 stellt eine neue Generation von Adhäsiven, der schmelz- und dentinkonditionierenden Primer-Adhäsive (Condiprimer-Adhäsiv) dar. Sie zielen darauf ab, auf die kontaminationsanfällige Ätzung von Schmelz und Dentin zu verzichten, und stattdessen mit Hilfe von schmelz- und dentinkonditionierenden Monomerlösungen die Konditionierung vorzunehmen. Diese Präparate unterscheiden sich in dem Ätzmuster bei der Schmelzätzung deutlich von dem mit Phosphorsäure erzeugten (Blunk und Haller 1999). Mit diesen Produkten soll versucht werden, die Verfahrenssensitivität herabzusetzen und somit den klinischen Einsatz zu vereinfachen.

## **2.2 Keramische Inlays**

### **2.2.1 Gesinterte Inlays**

Die Herstellung von keramischen Inlays wurde schon 1889 von JENKINS beschrieben (Schmitz 1985). Bei diesem Verfahren wurden keramische Massen auf Platin- bzw. Goldfolien aufgetragen und anschließend gebrannt (Schmitz 1985). So entstanden passgenaue Füllungen, die mit Phosphatzement eingegliedert wurden. Dieses Befestigungsmaterial beeinflusste die Retention und die Farbgebung so ungünstig, dass die Methode in Vergessenheit geriet (Schmitz 1985, Roulet und Herder 1989). Die heute angewandte Labortechnik zur Anfertigung von keramischen Inlays zeichnet sich durch hohe Präzision aus, die sich mit der von Goldrestorationen vergleichen lässt (Diedrich und Erpenstein 1985, Jinoian 1987, Böttger et al. 1988, Hipp 1988). Der Modellstumpf wird doubliert und mit einer feuerfesten Einbettmasse, die den gleichen thermischen Expansionskoeffizienten hat wie die Dentalkeramik ausgegossen. Durch dieses Vorgehen können die Stümpfe im Artikulator fixiert und eine funktionelle Gestaltung der keramischen Restauration vorgenommen werden. Wichtig hierbei ist, dass die Temperatur des Glaspunktes der Keramik unterhalb des Quarzsprunges der Einbettmasse liegt (Hohmann 1988). Um die Schrumpfung bei dem Sinterungsprozess auszugleichen, werden die Inlays in mehreren Segmenten gebrannt (Jinoian 1987, Theisen 1987, Herder 1988, Theisen 1988a, Theisen 1988b). Die Präzision des Werkstückes hängt maßgeblich von dem Können des Zahntechnikers ab, da dieser nach dem Brennen die Rekonstruktion geduldig auf dem Meistermodell aufpassen muss, um die Schrumpfung des Sinterprozesses auszugleichen.

### 2.2.2 Gegossene Glaskeramikinlays

Schon 1837 wurde von MURPHY ein Verfahren beschrieben, in dem Glas auf ein genau in die Kavität passendes Platinblech geschmolzen wurde (Smreker 1926, Walkhoff und Hess 1949). Die weiteren Bemühungen gerieten aufgrund der geringen Haltbarkeit und Farbbeständigkeit der Füllungen in Vergessenheit (Walkhoff und Hess 1949). 1957 beschrieb STOCKEY die Wandlung eines Werkstückes aus Glas durch zusätzliche Temperaturbehandlung in Keramik (Soom 1987a). Dieses als „Glaskeramik“ bezeichnetes Material besaß gute mechanische Eigenschaften (Adair und Grossmann 1984). Die Möglichkeit dieses Materials für die Zahnmedizin zu verwenden, wurde jedoch erst 1968 angedacht (MacCulloch 1968, Kasloff 1977).

ADAIR entwickelte das von GROSSMANN (1973) patentierte Macor (Machinable Corning) weiter und stellte 1984 über die Firma Dentsply International das Material Dicor vor (Grossmann 1973, Adair und Grossmann 1984, Roulet und Herder 1989, Soom 1987b). Dicor Inlays werden nach dem Schmelzen des Glases bei einer Temperatur von 1370° C ähnlich dem Goldgussverfahren gegossen (Adair et al. 1980, McLean und Schmidseider 1984). Es entsteht ein amorphes, sehr sprödes Gussobjekt, welches durch eine zusätzliche, nach Temperatur und Zeit gesteuerte Wärmebehandlung in einen halbkristallinen Zustand überführt wird (Adair et al. 1980, Soom 1987a, McLean 1988). Während der Kermisierung wirken Fluoratome als Kristallisationskeime (Adair und Grossmann 1984), so dass nach Ablauf des Vorgangs ein nicht mehr transparentes Glaskeramikinlay mit 55 Vol % Kristallphase und 45 Vol % Glasphase vorliegt (Theis 1987, Soom 1987a). Die durch die Strukturumwandlung bedingte Schrumpfung, wird durch die Expansion der Einbettmasse kompensiert (Schmitz 1985, Mönkmeyer 1987, Soom 1987a). Es können so Inlays mit einer hohen Passgenauigkeit erzielt werden (Adair und Grossmann 1984, Cavel et al. 1988).

Durch die halbkristalline Struktur, werden dem Material die charakteristischen Eigenschaften, d. h. ein hohes Elastizitätsmodul, eine hohe Druck- und Zugfestigkeit sowie eine schmelzähnliche Transparenz verliehen. Der thermische Aus-

dehnungskoeffizient liegt nahe an dem des Zahnschmelzes. Die engverzahnte Mikrostruktur mit geringer Kristallteilchengröße führt zu einer Reduktion der Mikrorissbildung (Adair und Grossmann 1984).

### **2.2.3 Computergefräste Keramikinlays**

Von den verschiedenen Entwicklungen auf diesem Gebiet ist das von MÖRMANN UND BRANDESTINI entworfene CEREC-System zur Praxisreife gelangt (Mörmann et al. 1987, Mörmann 1988, Mörmann und Brandestini 1989). Mit dem sogenannten Cerec II- und dem aktuellen Cerec III-Gerät wurden zwei wesentliche Weiterentwicklungen realisiert.

Die optische Aufnahmeeinheit, die Schleifeinheit und die Software wurden soweit verbessert, dass kaum noch systembedingte Limitationen der Inlaygeometrie vorliegen.

Das Cerec-System ist ein Verfahren zur computerunterstützten Herstellung von Inlays, Onlays, Kronen und Verblendschalen. Es ermöglicht dem Zahnarzt, innerhalb einer Sitzung direkt am Patienten, von der Präparation über einen optischen Abdruck bis hin zur Eingliederung die gewünschte Rekonstruktion zu erstellen. Hierdurch entfallen, im Gegensatz zu den konventionellen indirekten Techniken die Abformung, alle Arbeitsschritte im Labor, die provisorische Versorgung und die zweite Sitzung für den Patienten.

Nach Fertigstellung der Kavität wird diese trockengelegt und durch ein Titanoxid-Pulver (z.B. Vita Cerec-Powder) zur optischen Vermessung vorbereitet. Dieser Arbeitsschritt ist erforderlich, da Zähne eine gewisse Transparenz aufweisen. Durch die Pulverschicht kann die zur Vermessung eingesetzte Kamera exakt die Zahnoberfläche reflektionsfrei erfassen, woraus die Zahnkontur dreidimensional berechnet werden kann. Über diesen „optischen Abdruck“ wird die Präparation dreidimensional registriert.

Nachdem Festlegen der Präparationsgrenze, Füllungsausdehnung, Approximalkontakte, Höckerhöhe und -position am Bildschirm, berechnet der Computer die Restaurationsform und gibt diese Daten an eine mikroprozessorgesteuerte Schleifmaschine weiter, die dann das Werkstück innerhalb von wenigen Minuten aus einem industriell vorgefertigten Keramikblock herausschleift. In der neuesten CEREC-Generation stehen mehrere Herstellungsstrategien zur Kauflächengestaltung zur Verfügung. Neben der Extrapolation von vorhandenen Höckerabhängigkeiten, kann die Kontur einer intakten Kaufläche (z. B. durch Wax-Up vor der Präparation) oder auch die Information eines funktionellen Bissregisters zur Kauflächengestaltung genutzt werden.

Cerec-Inlays weisen in der Regel eine Passgenauigkeit zwischen 0 µm bis 250 µm auf. Sie sind somit im Vergleich zu Laborgefertigten Inlays weniger passgenau. In vitro und in vivo wiesen sie jedoch ein gutes Randverhalten auf (Brandestini et al. 1985, Mörmann et al. 1985, Magnusson et al. 1991, Bergmann 1991). Die Anfertigung, Insertion und somit die Qualität der Arbeit, setzt größte Sorgfalt von Seiten des Zahnarztes voraus, um Verarbeitungsfehler zu vermeiden und gute Ergebnisse erzielen zu können (Roulet und Herder 1989, Roulet et al. 1991).

#### **2.2.4 Celay-Inlays**

Das Celay-System (Mikrona) basiert auf einem rein mechanischen Kopierschleifverfahren. Nach direkter oder indirekter Herstellung eines Kunststoffkörpers, lassen sich Inlays, Kronen, Veneers und auch kleine Brückengerüste aus Feinpartikel-Feldspatkeramikblöcken herstellen (Eidenbenz 1992, Pröbster et al. 1994). Die modellierten Werkstücke werden mit einem Taster mechanisch abgetastet. Dieser Taster ist direkt mit einer Schleifmaschine verbunden, die aus einem Keramikblock ein identisches Werkstück schleift. Nach dem Schleifvorgang lässt sich die Farbe noch individuell mit Keramikmal Farben gestalten.



Der Randschluss kann mit einem speziellen Optimierungsbrand nochmals verbessert werden.

Die Angaben über die Passgenauigkeit von Celay-Inlays werden von einigen Autoren unterschiedlich beschrieben. KANZLER (1996) konnte die von FUTTERKNECHT und JINOIAN (1994) festgestellten Werte der Passgenauigkeiten von 50 bis 60 µm nicht uneingeschränkt bestätigen, da das System unstete Stellen nur bedingt wiedergeben kann. AUDENINON et al. (1999) fanden eine Randgenauigkeit zwischen 110 und 130 µm. Dieses System stellt an den Zahnarzt und an den Zahntechniker hohe Anforderungen (Eidenbenz und Schärer 1994).

### **2.2.5 IPS-EMPRESS Keramikinlays**

Es handelt sich bei diesem Verfahren um ein Heißpressverfahren. Der niederländische Zahnarzt DRÖGE hatte dieses bereits 1943 entwickelt (Dröge 1988, Schmidseider 1988). Eine Weiterentwicklung erfolgte durch die Universität Zürich und die Firma Ivoclar (Wohlwend und Schärer 1990). Im Labor bedeutet dieses Verfahren keine größere Umstellung für den Techniker, da es mit der Goldgusstechnik (Aufwachsen, Einbetten etc.) gleichgesetzt werden kann. Nach der Wachsmodellation erfolgt die Einbettung in eine Spezialeinbettmasse. Das Wachs wird ausgebrannt und die Muffel auf 850°C vorgewärmt. Die Keramikrohlinge werden auf 1100°C unter Vakuum erhitzt und nach einer vorgegebenen Haltezeit vollautomatisch in die Form gepresst (Wohlwend und Schärer 1990). Die mechanische Festigkeit liegt über dem des Dicor-Verfahrens. Es ist wichtig, dass sich die Leucitkristalle ungestört und gleichmäßig ausbilden. So werden Mikrorisse in der Glasmatrix durch Druckspannungszonen um die Leucitkristalle gestoppt (Höland et al. 1992). Durch die mögliche Verwendung von Keramikmassen von unterschiedlicher Transluzenz, sowie eine mögliche Schicht- und Maltechnik, ist eine ästhetische Anpassung der Restauration leichter als im Vergleich zu dem Dicor-Verfahren möglich. Der hier nicht vorhandene

Keramisierungsprozess und die arbeitstechnische Erleichterung und Zeiterparnis zeichnen dieses System aus (Noack 1994).

## **2.3 Verbund zwischen Komposit und Keramik**

### **2.3.1 Keramikätzung**

Zur Befestigung einer keramischen Restauration ist ein chemischer und adhäsiver Verbund über ein Komposit mit dem Zahn notwendig. Dieser Verbund kann durch eine mikromechanische Verzahnung oder und direkt chemisch erfolgen (Lambrechts et al. 1991). Die Ätzung der Keramik ist anderen Verfahren wie z. B. Anrauen oder Sandstrahlen bezüglich der Haftung an Kompositmaterialien überlegen (Newburg und Pameijer 1978, Lacy et al. 1988, Müller 1988, Shets und Jensen 1988, Hickel et al. 1991, Roulet und Söderholm 1991, Soerensen et al. 1991, Roulet und Söderholm 1992). Mit diesem Verfahren können in vitro Haftwerte bis zu 30 MPa erreicht werden (Lacy et al. 1988). Durch das Anätzen kommt es bei den meisten Keramiken zum selektiven Herauslösen der nichtkristallinen Phase (Lambrechts et al. 1991). Die verschiedenen Keramiken unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Ätzbarkeit und ihres Ätzmusters. In der Regel werden 5-10%ige Flusssäure oder 10%iges Ammoniumbifluorid verwendet (Calamia und Simonsen 1984, Lambrechts et al. 1991).

Auf eine Anprobe der Inlays mit silikonhaltigen Pasten sollte verzichtet werden, da sich sonst die Haftwerte im Dentin verschlechtern (Shet et al. 1988). Das gleiche Phänomen konnte auch für den Schmelz beobachtet werden (Meissner 1991).

Trotz der hohen Haftwerte fanden KREJCI et al. (1992) bei der Untersuchung der Grenzflächen Keramik/Komposit bei Rändern von schmelzbegrenzten Empress-Inlays zwischen 30 und 40 Prozent der gesamten Randlänge Rand-

spalten vor. HÜBERS (1992) und KANZLER (1996) konnten in ihren Untersuchungen die Ergebnisse von KREJCI. et al. (1992) nicht in diesem Umfang bestätigen. Sie fanden auch vermehrt Risse und Spalten an dem Übergang von Keramik/Komposit im Vergleich zu Schmelz/Komposit. Die Werte für perfekte Ränder beliefen sich auf 76,5 bis 82,5 Prozent.

### **2.3.2 Silane**

Silane sind Haftvermittler zwischen anorganischen (Keramikoberfläche) und organischen Substanzen (Komposit), die zu einer Verbesserung der Haftwerte führen (Calamia und Simonson 1984, Roulet 1987, Müller 1988, Herder 1988, Nathanson 1991, Ueberschär et al. 1991, Hofmann et al. 1991). Die bifunktionellen Silane verbinden sich über Si-O-Bindungen mit den Siliziumatomen der Gläser oder Keramiken und über ihre organo-funktionellen Gruppen mit der organischen Matrix des Komposites (Plueddemann 1970). Es werden Haftwerte von mehr als 20 MPa erreicht (Lambrechts et al. 1991). GEPPERT und ROULET (1986) sowie ROULET et al. (1988) konnten in einer in vitro Studie zeigen, dass silanisierte und nicht geätzte Dicor-Inlays eine signifikante Zunahme von Randspalten an der Grenzfläche Inlay/Komposit aufwiesen. Die Untersuchungen von Glaskeramikinlays wiesen nach Temperaturwechselbelastung zu 88 Prozent eine Farbstoffpenetration an der Grenzfläche Inlay/Komposit auf. Die Gruppe in der die Inlays sowohl geätzt und silanisiert waren, war nur eine geringe Abnahme an guten Randqualitäten zu verzeichnen. Durch zusätzliche Hitzebehandlung der geätzten und silanisierten Keramikoberflächen zeigten ROULET und SÖDERHOLM (1992) dass die Haftkräfte um 33 Prozent erhöht werden konnten. Bei Silanen kann zwischen Ein- und Zweikomponenten-Systemen unterschieden werden. Klinisch sind am gebräuchlichsten Einkomponentensysteme. Da diese bereits vom Hersteller hydrolysiert sind, sollte auf das Verfallsdatum geachtet werden, weil sie mit der Zeit ihre Reaktivität verlieren. Um eine Kontamination der silanisierten Flächen zu vermeiden, sollte das Anätzen und Silanisieren nach der Einprobe erfolgen (Roulet 1995).

### 2.3.3 Kompositmaterialien

Zum adhäsiven Befestigen von keramischen Inlays werden rein chemisch, rein lichthärtende sowie dualhärtende Kompositmaterialien angeboten. Die rein chemisch härtenden Materialien haben den Nachteil, dass das Inlay während einer begrenzten definierten Verarbeitungszeit eingegliedert werden muss. Als Vorteil hingegen ist die Polymerisation auch in tiefen Schichten der Kavität zu nennen. Diesen Vorteil weisen auch die dualhärtenden Materialien auf. Sie ermöglichen jedoch eine komfortablere Handhabung bei einer ausreichenden Verarbeitungszeit (Cavel et al. 1988, Herder 1988). Die Aushärtung kann auch mit einer Polymerisationslampe beschleunigt werden, um nicht die gesamte chemische Reaktionszeit abwarten zu müssen. Rein lichthärtende Kompositmaterialien ermöglichen eine lange Verarbeitungszeit. Die Polymerisation kann dann gestartet werden, wenn sich das Inlay in Situ befindet. Als Nachteil kann jedoch die fragliche vollständige Polymerisation in tiefen Bereichen einer Kavität angesehen werden (Chan und Boyer 1989, Blackman et al. 1990, Warren 1990). Bei Keramikschichtstärken von über drei Millimetern härten Befestigungskomposite nicht mehr vollständig aus (Chan und Boyer 1989). Die Aushärtung ist auch von folgenden weiteren Parametern abhängig: Der Transparenz des Füllungsmaterials sowie der Keramik, der Stärke der Lichtquelle und der Bestrahlungsdauer (Ruyter und Øysøed 1982, Forsten 1984, Viohl 1992).

Kompositmaterialien bestehen aus einer organischen Matrix, Füllstoffen und einer Verbundphase (Silane) (Viohl 1985, Roulet 1987, Lutz et al. 1983). Die organische Phase besteht bei den heute verwendeten Kompositmaterialien aus Estern der Methacrylsäure mit ein- oder mehrwertigen Alkoholen. Überwiegend handelt es sich hierbei um BisGMA und dessen Modifikationen (Janda 1988). Bei dem BisGMA handelt es sich um das so genannte Bowenharz, das als Verbindung zwischen einem Methacrylat und einem Epoxydharz entstanden ist. Die organische Matrix stellt das Bindemittel für die Füllerpartikel dar (Bowen 1979, Viohl 1985, Roulet 1987, Schärer und Chen 1998). Die Füllkörper bestimmen hauptsächlich die physikalisch-mechanischen Eigenschaften des

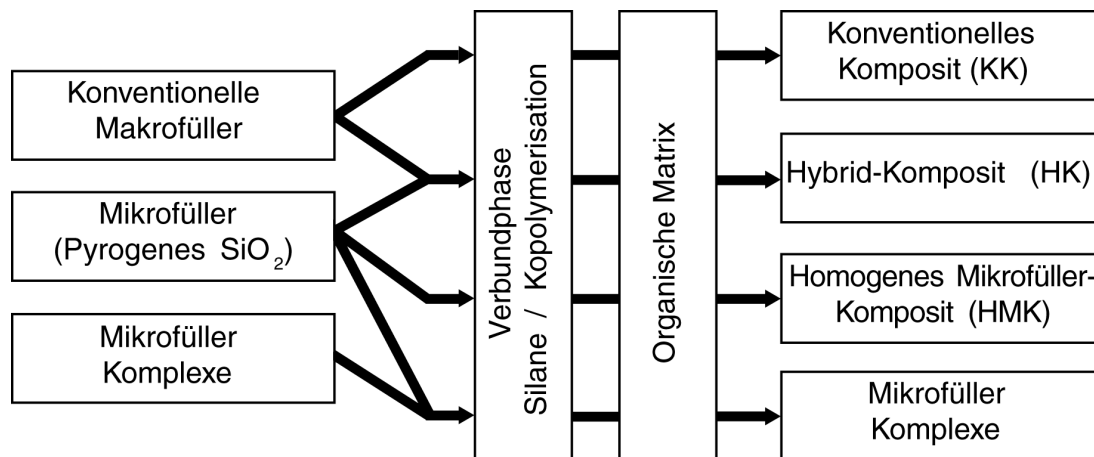
Komposites durch die Art der Füllkörper, den Anteil der Füllkörper, deren Partikel-, -form-, -größe-, -verteilung und die Art des Füllkörper-Matrix-Verbundes. Die Druck-, Zug-, Biege- und Abrasionsfestigkeit sowie das Elastizitätsmodul erhöhen sich mit zunehmenden Füllgrad des Kompositwerkstoffes (Glenn 1982).

Bei den Füllstoffen handelt es sich um konventionelle Makrofüller, die durch Mahl- und Brechprozesse aus Gläsern, Quarz oder Keramik hergestellt werden. Es kommen auch Mikrofüller (pyrogenes  $\text{SiO}_2$ ) und Mikrofüllerkomplexe (Bowen 1979, Quast und Viohl 1986, Viohl et al. 1986) zum Einsatz.

Durch Oberflächensilanisierung wird ein chemischer Verbund zwischen den anorganischen Füllstoffpartikeln und der organischen Matrix erzielt (Newesly 1974, Schärer und Chen. 1998). Bei den Haftvermittlern handelt es sich meistens um das 3-Methacryloxy-propyl-trimethoxy-Silan (MPTMS) oder analoge Verbindungen. Mit seinen Alkoxy-Gruppen bindet sich dabei das MPTMS einerseits an die Silanol-Gruppen der Fülleroberfläche und geht andererseits eine Bindung zu den ungesättigten Methacrylatgruppen ein. Aufgrund des durch die Silanisierung vermittelten Verbundes kommt es zu einer Belastungsverlagerung von der weicheren und mechanisch schwächeren Matrix zum härteren Füllstoff. Das führt dazu, dass Komposit mit zunehmendem Füllpartikelgehalt mechanisch widerstandsfähiger werden (Söderholm. 1985). Durch das zusätzliche Silanisieren der Füllstoffe können mehr Füllstoffe in die Matrix eingebaut werden (Bleiholder et al. 1974). Der positive Silanisierungseffekt kann jedoch durch Wasseraufnahme des Komposites und folgender Hydrolyse abgeschwächt werden (Dermann et al. 1982).

Die Härtung des Kunststoffes besteht in der dreidimensionalen Vernetzung der Methacrylatgruppen, die chemisch (z. B. Benzoyl-Peroxid) oder durch Licht (z.B. Campherchinon) einer bestimmten Wellenlänge (476 nm) aktiviert wird. Die Art des verwendeten Füllstoffes bestimmt wesentlich die Werkstoffeigenschaften eines Komposites. Im Allgemeinen erfolgt die Einteilung der Komposit-

Materialien (neben dem Härungsmechanismus) nach der Größe ihrer Füllerpartikel (Abb.1) (Roulet 1987).



**Abb. 1: Komposit-Klassifikation nach ROULET 1987**

Konventionelle Komposite kommen heute als Stumpfaufbaumaterialien zum Einsatz. Es bestehen große Unterschiede zwischen den mechanischen Eigenschaften der Füllstoffe zum einen und der Matrix zum anderen. Eine Politur ist aufgrund der großen nicht dicht gepackten Makrofüller und der großen Matrix-zwischenräume nur schwer möglich. Die Partikelgröße liegt zwischen 10 µm – 30 µm (teilweise auch größer) mit einem Gesamtanteil von ca. 60 - 73 Volumenprozent. Um die gewünschte Viskosität zu erreichen, werden auch geringe Mengen (1 – 7 Prozent) Mikrofüllerpartikel beigegeben. Bei einer Bearbeitung werden die Matrixanteile verstärkt abgetragen. Nach Hydrolyse der Verbundphase kann es durch abrasive Kräfte zu einem Verlust von Füllpartikel kommen (Bowen 1979, Leingelder et al. 1980, Lutz et al. 1983, Roulet 1987, Willems et al. 1993). Die Mehrzahl der heute gebräuchlichen Komposit-Materialien sind Hybride bzw. Submicron Hybride (Schärer und Chen. 1998). Es handelt sich um eine Kombination aus Mikro- und Makrofüllstoffen bei einer durchschnittlichen Partikelgröße von ca. 0,6 µm. Die Hybridkomposite zeichnen sich durch gute mechanische und physikalische Eigenschaften aus (Lutz et al. 1983, Kullmann 1985, Roulet 1987, Willems et al. 1993). Allerdings sind sie im Vergleich zu rein mikrogefüllten Kompositen nicht hochglanzpolierbar und zeigen eine matte Oberfläche (Seewaldt 1989, Mätzig 1990). In einer Studie von RADTKE (1991)

wiesen alle getesteten Hybridkomposite einen höheren Polymerisationsgrad auf, als die untersuchten inhomogenen Mikrofüller-Kompositmaterialien. Ebenfalls weisen Sie eine geringere Polymerisationsschrumpfung und eine hohe Abrasionsfestigkeit auf (De Gee et al. 1993).

Inhomogene Mikrofüllerkomposite enthalten meist splitterförmige Vorphomerisate. Die positiven Eigenschaften der homogenen Mikrofüllerkomposite und die Vorteile eines höheren Füllstoffgehaltes sollen vereint werden. Ein Füllstoffgehalt kann jedoch durchschnittlich bis 50 Gew% erreicht werden. ROULET (1987) beschreibt den nicht optimalen Verbund zwischen Vorphomerisat und Matrix als Schwachstelle. Mikrofüllerkomposite sind zwar sehr gut polierbar, aber sehr empfindlich gegenüber Verarbeitungsfehlern. Im Vergleich zu Hybridkompositmaterialien zeigen sie eine höhere Wasseraufnahme, größere Polymerisationsschrumpfung und schlechtere mechanische Eigenschaften (Viohl 1974, Janda 1988 Viohl 1992).

Die homogenen Mikrofüller-Komposite erhalten ihre besonderen Oberflächeneigenschaften durch sehr feine Si-O<sub>2</sub>-Glaspartikel (0,04 µm), die kleiner sind als die Wellenlänge des sichtbaren Lichtes. Der sich daraus ergebende Vorteil besteht darin, dass auch nach Herauslösen von Füllungspartikeln die Oberfläche ihren Glanz nicht verliert. Die geringe Angriffsfläche und die Homogenität ermöglichen ein gutes Verschleißverhalten. Als Nachteil sind die enorme Viskositätszunahme bei hoher Füllerdichte, ein hoher thermischer Expansionskoeffizient und eine große Polymerisationsschrumpfung zu nennen (Lutz et al. 1983, Roulet. 1987). Werden vorphomerisierte Mikrofüllerkomplexe mit in den Werkstoff eingebracht, dann ist eine hohe Füllerdichte ohne wesentliche Viskositäts einschränkung möglich. Der Verbund zwischen Vorphomerisat und Matrix ist jedoch empfindlich. Eine ungeeignete Ausarbeitungstechnik kann zu Schädigungen führen (Lutz. et al. 1983a). Im Vergleich zu Hybridkompositen steht die bessere Polierbarkeit schlechteren mechanischen Eigenschaften, größerer Wasseraufnahme und erhöhter Polymerisationsschrumpfung gegenüber (Viohl.

1974, Lutz 1979, Viohl 1984). Deshalb sind diese Werkstoffe kaum noch auf dem Markt zu finden.

Neben weiteren Materialeigenschaften wie thermische Leitfähigkeit, Härte und Radiopazität ist das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung ein wesentlicher Faktor. Die hier auftretenden Kräfte von maximal 17 MPa (Feilzer et al. 1988) stellen das Hauptproblem beim dem Ziel, einen dichten Randschluss zwischen den zu zementierenden Flächen zu erhalten, dar. Wenn die Kontraktionskräfte während der Polymerisation größer werden als die Adhäsionskräfte des Komposites zur Kavitätenwand, führt dies unweigerlich zu einem Randspalt (Dumscha und Biron 1984). Die Haftung der Komposite und Adhäsive muss demnach größer sein, als die Kräfte, die durch die Polymerisationsschrumpfung entstehen, um einer Randspaltbildung vorzubeugen (Viohl 1974). Hierbei ist es wichtig, dass die Dentinhaftung schnell eintritt, um nach Auftrag des Komposites der Polymerisationsschrumpfung entgegen wirken zu können (Bowen et al. 1983, Munksgaard et al. 1984).

Die Komposite haben auch die Eigenschaft, durch Wasserabsorption zu expandieren und dadurch teilweise den Spalt, der durch die Polymerisationsschrumpfung entstanden ist, zu vermindern oder auch in seltenen Fällen zu schließen (Hirsawa et al. 1983, Soltesz et al. 1986). Keramische Inlays weisen in vitro unmittelbar nach dem adhäsiven Einsetzen ein gutes Randverhalten auf, welches sich allerdings nach thermischer Wechselbelastung verschlechtert (Kleier 1991, Lösche 1992). FEILZER et al. (1987) machen dafür den C-Faktor (C = configuration) verantwortlich. Der C-Faktor entspricht dem Verhältnis von gebundener zu ungebundener Oberfläche des Füllungsmaterials. Als gebundene Oberfläche versteht man die adhäsiv vorbehandelten Zahnhartsubstanzoberflächen. Die freie Oberfläche entspricht in der Regel der Grenzfläche zur Luft. Ein hoher Anteil gebundener Oberfläche und somit ein großer C-Faktor schränkt Fließvorgänge ein und erhöht die Gefahr des Adhäsionsverlustes und somit der Randspaltbildung. Werden gewisse Fugenbreiten unterschritten, kann mit hohen Spannungen gerechnet werden, die zum Retentionsverlust und somit zu Randungenauigkeiten führen können. Die Größe der Polymerisationsschrumpfung



ist vom Abstand der Proben zueinander und nicht vom Kompositvolumen abhängig (Kunzelmann und Hickel 1990). Daher sollte bei adhäsiv eingesetzten Inlays eine hohe Passgenauigkeit angestrebt werden.

#### **2.3.4 Glyzerin-Gel**

Um bessere Randqualitäten zu erhalten, ist es möglich nach Entfernung der überschüssigen Anteile des Befestigungskomposites Glyzerin-Gel aufzutragen. Das Glyzerin-Gel ist in der Lage die Polymerisationsinhibition durch Sauerstoffzutritt zu verhindern. So kann das Befestigungskomposit bis in die oberen Schichten vollständig aushärten. Die erzielten Randqualitäten zeigen bei simuliertem Verschleiß bessere Ergebnisse, als ohne Glyzerin-Gel (Bergmann et al. 1991).

### **3 Ziel der Untersuchung**

Das Ziel dieser Untersuchung war es, die Auswirkungen einer vereinfachten Insertionstechnik von keramischen Inlays im Schmelz und Dentin in Bezug auf die Passung und die Randqualität zu messen. Es sollten folgende Fragen im Einzelnen geklärt werden:

- Wie wirkt sich die vorherige Polymerisation von Etch & Prime 3.0 auf die Passung von keramischen Inlays aus?
- Kann mit der vereinfachten Applikationstechnik ein akzeptabler Randschluss im Schmelz und Dentin erzielt werden?
- Unterscheiden sich Cerec- und Empress-Inlays hinsichtlich der untersuchten Parameter?

## **4 Schichtdickenmessung**

### **4.1 Einleitung**

Um Keramikinlays sicher an Zahnstrukturen befestigen zu können, sind adhäsive Techniken notwendig, die den durch die Polymerisationsschrumpfung bedingten Kräften entgegenwirken (Davidson et al. 1984). Nach der Polymerisation von Dentinadhäsiven ergeben sich jedoch Schichtstärken zwischen 50 bis 500 µm. Durch diesen Materialauftrag ist eine Verwendung der Dentinadhäsive nach den Angaben der Hersteller ausgeschlossen, da durch die Schichtdicke des polymerisierten Bonding-Kunststoffes es nicht möglich ist, das Inlay vollständig in der Kavität zu platzieren (Meerbeek et al. 1992b, Paul 1995, Frankenberger et al. 1999).

### **4.2 Literaturübersicht**

Es ist heute möglich, zahnfarbene Inlays mit guter Passgenauigkeit herzustellen. Aufgrund der Sprödigkeit der Inlaywerkstoffe ist nach wie vor eine adhäsive Befestigung mit Kompositmaterialien notwendig. So können Restaurationen erstellt werden, die nahezu keine Randspalte aufweisen. Jedoch werden bei der Eingliederung von keramischen Inlays die adhäsiven Befestigungsmaterialien nicht nach den Herstellerangaben verarbeitet. Die Polymerisation der Haftvermittler erfolgt nicht vorher, sondern zusammen mit dem Befestigungskomposit bei der Eingliederung der keramischen Inlays. Durch die Schichtdicke des polymerisierten Bonding-Kunststoffes ist es nicht möglich, das Inlay vollständig in der Kavität zu platzieren (Meerbeek et al. 1992b, Paul 1995, Frankenberger 1999). In der Literatur werden Schichtstärken von ausgehärteten Dentinadhäsiven zwischen 50 bis 500 µm angegeben (Pashley et al. 1992a, Meerbeek et al. 1992b, Peter et al. 1997, Frankenberger 1999, Grossman und Setzer 2001).

Besonders in den Kavitätenwinkel bilden sich leicht dickere Schichten aus (Peter et al. 1997 Pashley et al. 1992a).

Das Vorpolymerisieren des Haftvermittlers erhöht unabhängig von der verwendeten Materialkombination den Haftverbund zum Dentin (Farik et al. 1998, Frankenberger 1999, Naumann 2001). Es ist jedoch nicht empfehlenswert vor dem Einsetzen einer Restauration den Haftvermittler vorzupolymerisieren, da unterschiedlich dicke Schichtstärken entstehen können. Aus klinischer Sicht käme dies einer nicht erwünschten Bisserrhöhung gleich.

NOACK (1994) beschreibt ein Verfahren, bei dem mit Hilfe eines digitalen Mess-tasters<sup>14</sup> Veränderungen der okklusalen Höhe vor und nach dem Eingliedern von keramischen Inlays gemessen werden können. Aus der gemessenen Differenz resultiert für den klinischen Einsatz je nach Fertigungsgenauigkeit, Substanzabtrag und Befestigungsverfahren eine simulierte Bisserrhöhung oder Nokklusion.

Ziel dieser Studie war es, die Passung von keramischen Inlays über die Messung der Einsenktiefe zu untersuchen und zu vergleichen. Es sollte festgestellt werden, ob ein vorheriges Polymerisieren des Bondings, gegenüber dem Standardverfahren, Polymerisation des Bondings simultan mit der Eingliederung des Inlays, zu Höhendifferenzen führt.

### 4.3 Vorversuche

Zur Klärung ob die von NOACK (1994) beschriebenen Vorgehensweise zur Schichtdickenmessung auf die vereinfachte Applikationstechnik keramischer Inlays übertragbar ist, wurden fünf humane kariesfreie Prämolaren mit Kunststoff<sup>5</sup> in rostfreie Stahlmutter<sup>6</sup> eingebettet. Anschließend erfolgte eine dreiflächige Standard-Inlaypräparation unter Verwendung eines Winkelstückes<sup>7</sup> mit Diamantbohrern und –finieren<sup>8</sup> bei ausreichender Wasserkühlung unter Kontrolle einer Lupenbrille<sup>9</sup> bei 160.000 Umdrehungen/Minute. Die approximalen Präparationsgrenzen befanden sich im Dentin. Fünf Cerec-Inlays wurden mit der Cerec II-Einheit<sup>11</sup> aus VITABLOCS Mark II<sup>12</sup> erstellt. Die Zähne wurden mit Hilfe eines extra konstruierten Schraubstocks in der Messeinheit<sup>14</sup> montiert. Es erfolgte die Einprobe der Inlays und die Einstellung der Apparatur auf Null. Nach der Eingliederung der Inlays wurde die Änderung in der vertikalen Dimension registriert. Die Prämolaren wurden wie folgt behandelt: Es erfolgte ein Auftrag von Etch & Prime 3.0<sup>16</sup> auf Schmelz und Dentin mit Kerr Applikatoren<sup>17</sup> für 30 Sekunden. Anschließend erfolgte ein Abblasen mit ölfreier Luft für fünf Sekunden, gefolgt von einer zweiten Applikation wie vorher beschrieben. Die Keramikinlays wurden mit 10%igem Hydrofluorsäuregel<sup>19</sup> geätzt, abgespült, getrocknet und mit einer 2,5%igen Silan-Lösung<sup>20</sup> für fünf Minuten silanisiert. Das anschließende Trocknen erfolgte für drei Minuten im Dry Tec Ofen<sup>21</sup>. Die Inlays wurden mit Sono-Cem<sup>1</sup> eingegliedert und austretender Kunststoff nach Absetzen der Ultraschallspitze<sup>2</sup> mit einem Spatel entfernt. Es folgte ein Auftrag von Glyzeringel<sup>24</sup> auf die Kompositfugen. Das Komposit wurde für 60 Sekunden von okklusal und jeweils 20 Sekunden von jeder Seite mit einer Polymerisationslampe<sup>18</sup> polymerisiert. Danach wurde die okklusale Höhe erneut gemessen, so dass die Veränderung der Vertikaldimension als Maß für die Schichtdicke des Komposites und Bondig-Materials bestimmt werden konnte.

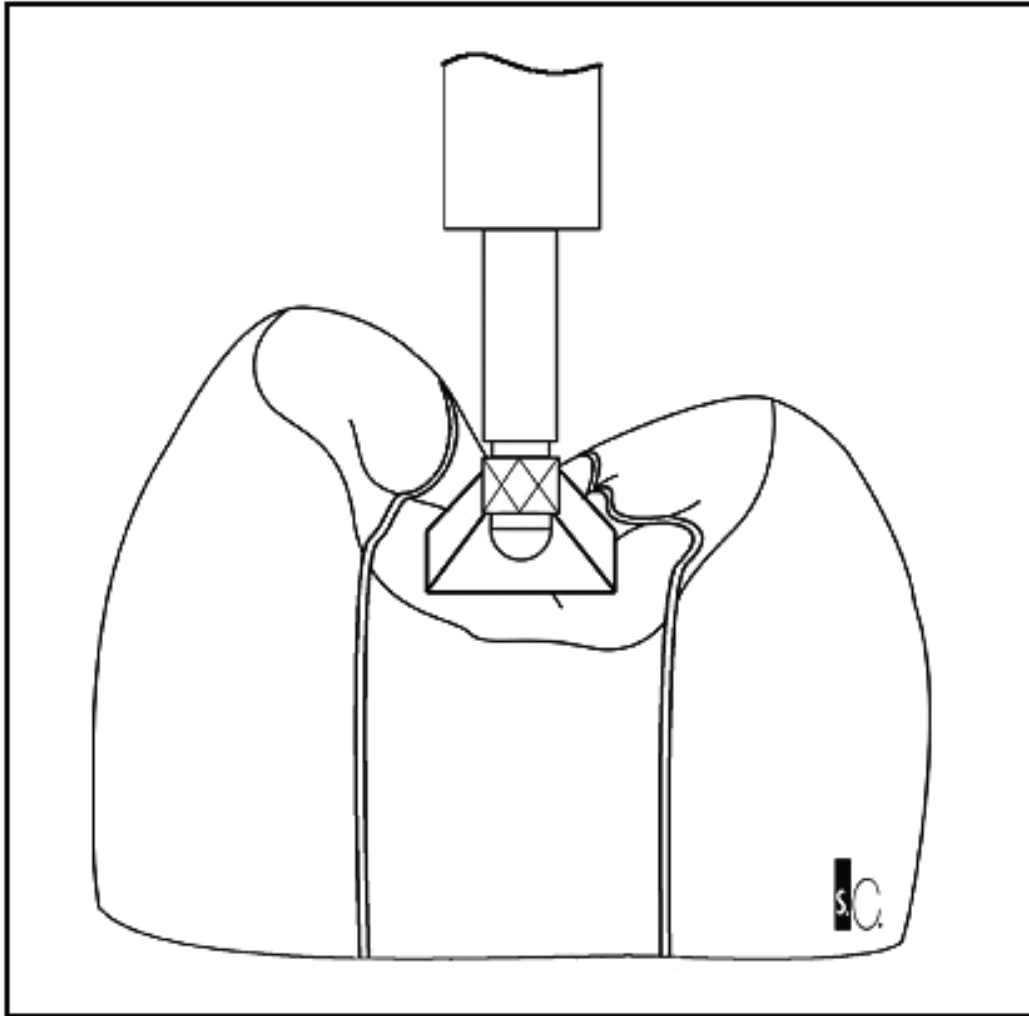
Die Vorversuche ergaben keine verwertbaren Daten, da die Proben teilweise nicht exakt reponiert werden konnten und sich einige Proben aus der Kunststoffbefestigung lockerten. Die rostfreien Stahlmutter konnten nach der Ent-

nahme nicht exakt in dem Schraubstock reponiert werden. Dadurch konnte der Messtaster nicht an die Ausgangsmessstelle auf der Oberfläche der Inlays repositioniert werden. Die Positionsänderungen bewirkten, dass der Messtaster entweder auf eine höher oder tiefer gelegene Stelle des Inlays auftraf und das Messergebnis entsprechend veränderte.

Mikrobewegungen von industriefertigten geometrischen Formen sind auch in der Implantologie bekannt. Das Rotationsspiel bei Präzisionsfassungen liegt bei etwas unter 2 ° bis 10°. Ebenfalls ist die Gleichmäßigkeit der Sechskantbreite ein ausschlaggebender Faktor für die Passung (Binon 1996). Normale Stahlmuttern stellen keine Präzisionsfertigteile dar. Um diese Fehlerquelle zu vermeiden wurden die Stahlmuttern für den Hauptversuch direkt mit Kunststoff am Schraubstock fixiert, um Ungenauigkeiten durch Mikrobewegungen beim lösen und fügen der Metallpassungen zu vermeiden.

Durch die Ultraschallmanipulation lockerten sich aufgrund der pfahlförmigen Wurzelanatomie zwei Zähne aus der Kunststoffeinbettung. Für den Hauptversuch wurde daher die Eingliederung der Inlays ohne Anwendung von Ultraschall mit einem niedrigviskösen dualhärtenden Befestigungskomposit direkt im Messgerät durchgeführt, um ein Lösen der Zähne aus dem Befestigungskunststoff zu vermeiden.

Eine weitere mögliche Fehlerquelle wurde durch die Einebnung der Okklusalfäche des Inlays vermieden, so dass der Messtaster ohne abzugleiten auf ein Plateau auftreffen konnte (Abb. 2).



**Abb. 2:** Zur Minimierung der Messfehler wurde die Okklusalfäche der Inlays eingeebnet. So konnte der Taster auf eine plane Fläche auftreffen.

#### **4.3.1 Schlussfolgerungen aus den Vorversuchen**

Aus den Ergebnissen der Vorversuche lassen sich folgende Schlussfolgerungen ableiten:

- Eine lösbare mechanische Verbindung mit herkömmlichen Stahlmuttern, ermöglicht kein präzises Reponieren der Proben.
- Die Ultraschalleinsetztechnik führt bei stark konischen einwurzeligen Zähnen zu einer Lockerung der Zähne aus dem Befestigungskunststoff.
- Eine direkt in die Messapparatur einpolymerisierte Probe ermöglicht ein Vermeiden von Mikrobewegungen.
- Ein Verzicht auf die Ultraschalleinsetztechnik garantiert einen festen Sitz der Zähne in dem Befestigungskunststoff.



## **4.4 Hauptversuch**

### **4.4.1 Material und Methode**

Mit Hilfe eines digitalen Messtasters<sup>14</sup> (Genauigkeit +/- 1 µm) wurden die Veränderungen der okklusalen Höhe von in vitro adhäsiv befestigten keramischen Inlays vor und nach dem Einsetzen ermittelt.

### **4.4.2 Zahnauswahl und Vorbereitung**

Für die Versuche wurden 32 menschliche Prämolaren die in einer 0,5%igen Chloramin-D-Hydrat-Lösung nach der Extraktion gelagert waren, mit Ultraschall, Küretten und Polierpaste gereinigt. Die Auswahlkriterien waren die Unversehrtheit des Schmelzes und des Dentins im Bereich der geplanten Präparation. Vorgeschichte und Extraktionszeitpunkt waren nicht bekannt.

Die Zähne wurden mit Kunststoff<sup>5</sup> in rostfreie Stahlmutter<sup>6</sup> eingebettet. Als Präparationsform wurde eine MOD-Präparation mit abgerundeten Übergängen der Innenflächen und planen, zervikalen Stufen im Dentin gewählt. Die Präparation erfolgte mit einem Winkelstück<sup>7</sup> und Präparierdiamanten<sup>8</sup> bei ausreichender Wasserkühlung und unter Kontrolle einer Lupenbrille<sup>9</sup> bei 160.000 Umdrehungen/Minute. Die approximalen Präparationsgrenzen befanden sich im Dentin. Die Form der Kavitäten ist in der Abbildung 3 und Abbildung 4 dargestellt.



**Abb. 3: Kavitätendesign approximal**



**Abb. 4: Kavitätendesign okklusal**

Die Zähne erhielten mittels eines kleinen Diamantschleifers fortlaufenden Nummern von 1 bis 32 auf der einen approximalen Seite und 1\* bis 32\* auf der anderen. Die Nummerierung wurde so gewählt, dass sie die Randanalyse nicht gefährdeten, jedoch im Rasterelektronenmikroskop gut zu erkennen war.

#### **4.4.3 Experimentelles Design**

Die 32 Prämolaren wurden zufällig in zwei Gruppen geteilt. 16 Cerec-Inlays wurden mit der Cerec II-Einheit<sup>11</sup> aus VITABLOCS Mark II<sup>12</sup> für die erste Gruppe erstellt. Die Cerec-Inlays weisen durch einen höheren Wert für die Zement-schichtstärke eine gewisse Ungenauigkeit aus. Für die zweite, d. h. die Gruppe mit präziserer Passung, wurden 16 Empress-Inlays<sup>13</sup> erstellt. Danach erfolgte eine weitere zufällige Unterteilung der einzelnen Gruppen in zwei Untergruppen (n = 8), so dass insgesamt vier Gruppen vorlagen. Das experimentelle Design ist der Abbildung 5 zu entnehmen

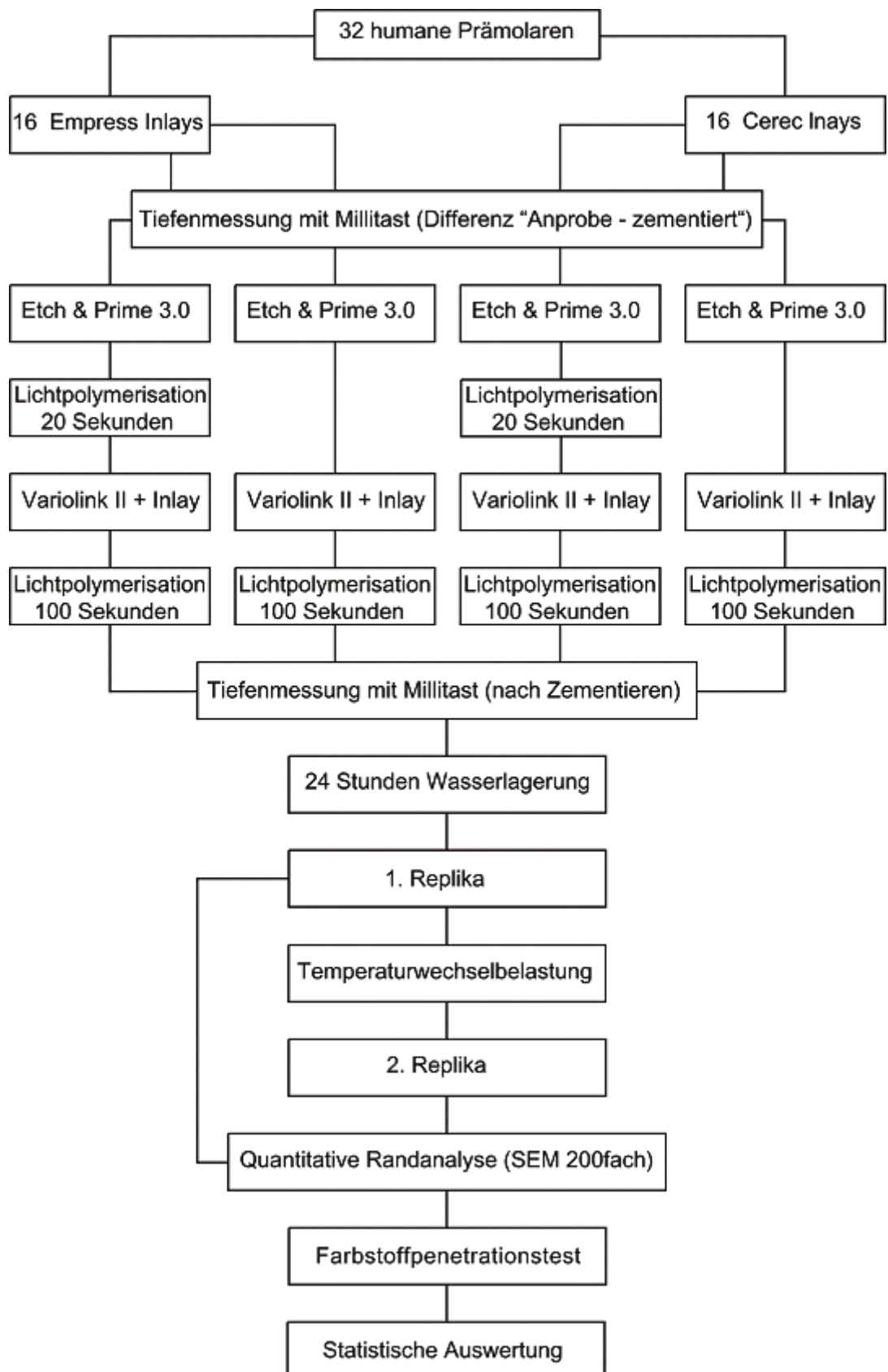


Abb. 5: Experimentelles Design

#### 4.4.4 Eingliederung der Inlays

Das okklusale Relief der Inlays wurde soweit eingeebnet, dass der Messtaster<sup>19</sup> auf eine plane Fläche auftreffen konnte (Abb. 2).

Die Zähne wurden mit Hilfe eines extra konstruierten Schraubstocks in der Messeinheit (Abb. 6) montiert und mit lichthärtendem Löffelmaterial<sup>15</sup> fixiert, um Mikrobewegungen auszuschließen.



Abb. 6: Millitaster

An jedem Zahn wurde der gesamte Arbeitsablauf durchgeführt, bevor mit dem nächsten Versuchsobjekt begonnen wurde. Es erfolgte die Einprobe des Inlays und die Einstellung der Apparatur auf Null. Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Messresultate, wurden die Inlays wiederholt reponiert und die Werte überprüft. Nach der Eingliederung des Inlays wurde die Änderung in der vertikalen Dimension registriert. Die Prämolaren wurden wie folgt behandelt: In allen Gruppen erfolgte ein Auftrag von Etch & Prime 3.0 auf Schmelz und Dentin mit einem Kerr Applikator für 30 Sekunden. Anschließend erfolgte ein Abblasen mit ölfreier Luft für fünf Sekunden gefolgt von einer zweiten Applikation wie vorher beschrieben. Es wurde darauf geachtet, dass vor der Lichthärtung das Bonding gut im Druckluftstrom getrocknet wurde, ohne das Bonding vollständig zu verblasen.

In den Gruppen eins und drei erfolgte eine Lichthärtung für 20 Sekunden mit einer Polymerisationslampe nach jeder Applikation. Alle Keramikinlays wurden mit 10%igen Hydrofluorsäuregel geätzt, abgespült, getrocknet und mit einer 2,5%igen Silan-Lösung für fünf Minuten silanisiert. Das anschließende Trocknen erfolgte für drei Minuten im Dry Tec Ofen. Die Eingliederung der Inlays wurde mit Variolink II vorgenommen. Nach vorsichtigem Entfernen des Kunststoffüberschusses mit Kerr Applikatoren unter Kontrolle einer Lupenbrille<sup>9</sup> erfolgte das Auftragen von Glyzerinöl. Anschließend wurde das Komposit für 60 Sekunden von okklusal und jeweils 20 Sekunden von jeder Seite mit einer Polymerisationslampe<sup>18</sup> polymerisiert. Danach wurde die okklusale Höhe erneut gemessen, so dass die Veränderung der Vertikaldimension als Maß für die Schichtdicke des Komposites und Bonding-Materials bestimmte werden konnte.

#### **4.4.5 Statistische Auswertung**

Die Daten wurden mit dem ANOVA Test unter Verwendung des SPSS<sup>35</sup> Programms ausgewertet. Das Signifikanzniveau wurde bei allen Tests auf  $p < 0,05$  festgelegt.

#### 4.5 Ergebnisse

Die Resultate der Schichtdickenmessung sind in der Abb. 7 dargestellt. Sie gibt die Höhenveränderungen der Inlays nach dem Eingliedern im Vergleich zur Einprobe wieder. Aus der Differenz ergeben sich die tatsächlichen Einsenktiefen. In allen Fällen waren die Inlays mehr als 5  $\mu\text{m}$  tiefer in der Kavität platziert als vor der Polymerisation des Komposites. Die nicht vorpolymerisierte Cerec-Gruppe wies insgesamt tiefere Einsenkung auf.

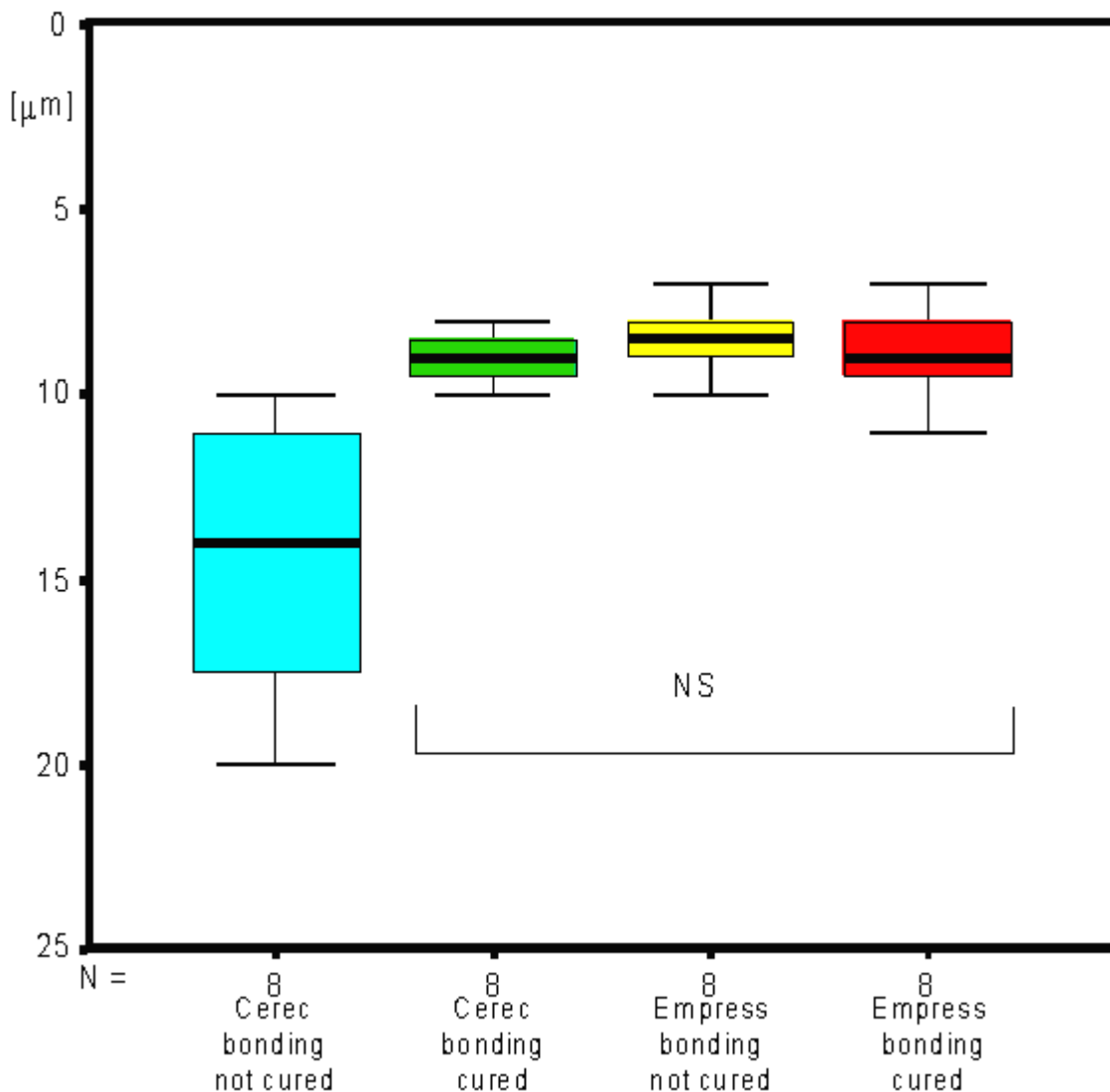


Abb. 7: Die Differenz der Einsenktiefen der Inlays in die Kavitäten zwischen der Anprobe und nach dem Zementieren. Die Box Plots zeigen den Median, die 25 und die 75 Perzentile an. Die T-Balken weisen die 5 und die 95 Perzentile aus. ( $p < 0,05$ ), NS = nicht signifikant.

## **4.6 Diskussion**

### **4.6.1 Material und Methode**

Für die Versuche wurden 32 menschliche Prämolaren die in einer 0,5 %igen Chloramin-D-Hydrat-Lösung nach der Extraktion lagerten, verwendet. Die Reinigung erfolgte mit Ultraschall, Küretten<sup>3</sup> und Polierpaste<sup>4</sup>. Als Auswahlkriterien galten die Unversehrtheit des Schmelzes und des Dentins im Bereich der geplanten Präparation sowie eine annähernd gleiche Größe. Vorgeschichte und Extraktionszeitpunkt waren nicht bekannt. Die dadurch möglicherweise entstehenden Unterschiede können aufgrund der zufälligen Verteilung der Zähne auf die einzelnen Versuchsgruppen vernachlässigt werden. Die Lagerungsdauer der Zähne hat keinen Einfluss auf die Wirksamkeit der Haftvermittler (Mitchem, Gronas 1986).

### **4.6.2 Kavitätenpräparation**

Bei den Kavitäten handelte es sich um eine steil konische MOD-Kavitäten-Form mit abgerundeten Übergängen der Innenflächen zu den planen zervikalen Stufen (Roulet und Herder 1989, Hickel und Kunzelmann 1990).

Es wurde auf eine standardisierte Präparationsform geachtet, um ein gleichmäßiges Aushärten des Befestigungskomposits durch die Materialstärken der Inlays zu gewährleisten (Chan und Boyer 1989).

Die Präparationsränder wurden nicht abgeschrägt, um so den Bereich der Befestigungsfuge gering zu halten (Herder 1988, Noack und Roulet 1991).



Die approximalen Präparationsgrenzen lagen im Dentin ca. 1,5 Millimeter unter der Schmelz-Zement-Grenze. Aufgrund der geringen Zahnbreite ergaben sich lange approximale Ausleger und schmale zervikale Inlayränder. Um eine ausreichende okklusale Materialstärke des Inlays zu erhalten, wurde eine Reduktion von mindestens zwei Millimeter vorgenommen (Roulet et al. 1991).

#### **4.6.3 Art der Inlays**

Als Inlays wurden zum einen die als präzise geltenden Empress-Inlays gewählt und zum anderen Cerec-Inlays, welche durch einen höheren Wert für die Zementschichtstärke eine gewisse Ungenauigkeit aufweisen. Die Passgenauigkeit beträgt zwischen 0 bis 250 µm. Sie sind somit weniger passgenau im Vergleich zu Laborgefertigten Inlays. Die Handhabung von Keramikinlays mit größeren Spaltbreiten gestaltet sich schwierig (Geppert und Roulet 1986, Roulet, Herder 1989).

In vitro und in vivo wiesen Cerec-Inlays jedoch auch ein gutes Randverhalten auf (Brandestini et al. 1985, Hahn 1990, Bergmann 1991, Siervo et al. 1994, Sturdevant et al. 1999).

Als Vergleichsgruppe wurden Empress-Inlays gewählt, welche als passgenauer beschrieben werden (Noack 1994). Es werden Randspalten um 50 µm (Aude-nino et al. 1999) beschrieben. In anderen Arbeiten konnten sogar Spaltbreiten vor dem Einsetzen der Inlays kleiner als 30 µm gemessen werden (Hipp 1988, Jinoian 1987). Die Passung der Empress-Inlays ist abhängig von der manuellen Geschicklichkeit des Technikers (Noack 1994). Es ist sogar möglich, die Passgenauigkeit durch Auftragen von Korrekturmasse weiter zu verbessern (Sucker 1992, Noack 1994).

Die Inlays wurden entsprechend den Herstellerangaben angefertigt. Die Cerec-Inlays wurden mit der Cerec II-Einheit<sup>11</sup> aus VITABLOCS Mark II<sup>12</sup> erstellt. Es

wurden jeweils 16 Empress- und 16 Cerec-Inlays anfertigt und auf vier Gruppen zu 8 Stück verteilt.

Vor dem Eingliedern wurden die Inlays geätzt und silanisiert, um eine gute Verbindung zum Kompositmaterial sicherzustellen (Geppert und Roulet 1986, Roulet et al. 1988). Untersuchungen bestätigen, dass das Ätzen und Silanisieren von Keramikinlays zu höheren Haftwerten am Komposit führt (Breustedt et al. 1972, Roulet 1987, Müller 1988, Herder 1988, Roulet und Herder 1989, Fett et al. 1989, Ueberschär et al. 1991, Nathanson 1991, Fett et al. 1991, Hofmann et al. 1991).

Eine zusätzliche Wärmebehandlung im Ofen, wirkt sich positiv auf die Verbundfestigkeit aus (Roulet et al. 1995).

Auf eine Anprobe der Inlays mit silikonhaltigen Pasten wurde verzichtet, da sich sonst die Haftwerte verschlechtern (Shet et al. 1988). Das gleiche Phänomen konnte auch für den Schmelz beobachtet werden (Meissner 1991).

Die Inlays wurden mit der Adhäsivtechnik unter Verwendung des Universal Bondig-Materials Etch & Prime 3.0 eingegliedert. In der Gruppe 2 und 4 wurde das Adhäsiv nach Herstellerangaben verarbeitet, d. h. es wurde vor dem Eingliedern der keramischen Inlays ausgehärtet. Bei den Gruppen 1 und 3 wurde das Adhäsiv zusammen mit dem Befestigungskomposit polymerisiert (Abb. 5).

#### **4.6.4 Befestigungskomposit**

Dualhärtende (licht- und selbsthärtend) Befestigungskomposite haben sich zur adhäsiven Befestigung von Keramik- Ceromer, FRC (fiber reinforced composites) - und Kompositrestaurationen durchgesetzt (Barkmeier et al. 1986, Cavel et al. 1988, McLean 1988). Dualzemente gewährleisten, dass nach der Lichtpolymerisation in den tieferen Schichten, die dem Licht schwer zugänglich sind, eine chemische Aushärtung erfolgen kann (Mörmann et al. 1985, Jans 1987, Roulet und Herder 1989, Hürzeler 1990). Variolink II<sup>22</sup> ist ein dualhärtendes Be-

festigungskomposit. Bei der ausschließlichen Verwendung der Variolink II-Base, kann es auch als rein lichthärtendes Befestigungsmaterial verwendet werden. Die durchschnittliche Partikelgröße liegt bei 0,7 µm. Aufgrund der Partikelgröße konnte von geringen Schichtdicken ausgegangen werden. Mikrogefüllte Kompositmaterialien zeichnen sich durch eine gute Polierbarkeit aus (Noack 1986, Seewaldt 1989). Das Auffinden von Überschüssen ist jedoch erschwert, da sich hochglanzpolierte Füllungsänder vom der Zahnschubstanz nur schwer unterscheiden lassen.

#### **4.6.5 Polymerisation**

Das klinische Vorgehen zum Eingliedern von keramischen Inlays wurde in diese in vitro Untersuchung übertragen. Aus diesem Grund erfolgte die Polymerisation von okklusal und approximal. Durch die Bestrahlungsrichtung konnte die Richtung der Polymerisationsschrumpfung entsprechend der klinischen Situation erwartet werden. Die Bestrahlungszeiten betrugen okklusal 60 Sekunden, und jeweils 20 Sekunden an den seitlichen Füllungsänder, um einen ausreichenden Polymerisationsgrad zu gewährleisten (Lutz et al. 1983, Asmussen 1984, Neo et al. 1986, Lambrechts et al. 1987, Atmadja und Bryant 1990, Tappe et al. 1990).

Um eine vollständige Aushärtung des Befestigungskomposites bis in die oberen Schichten zu gewährleisten erfolgte der Auftrag von Glyzerin<sup>24</sup>. Dadurch ist es möglich die Polymerisationsinhibition durch Sauerstoffzutritt zu verhindern. (Bergmann et al. 1991, Hickel und Kunzelmann 1997).

#### **4.6.6 Millitaster**

Zur Bestimmung der Schichtdicken von adhäsiv befestigten zahnfarbenen Keramikinlays wurden die okklusale Bisshöhen vor und nach dem Einsetzen gemessen.

Der Millitaster<sup>14</sup> ermöglicht eine präzise Messung von Höhenunterschieden mit einer Genauigkeit von  $\pm 1 \mu\text{m}$ . In anderen Studien konnte erfolgreich die Verwendung des Millitaster Messgerät zur Schichtdickenmessung nachgewiesen werden (Noack und Roulet 1991, Noack 1994).

Die Versuchsanordnung wurde hinsichtlich der Präzision durch eine Befestigung des Zahnes in der Messeinheit mit lichthärtenden Komposit<sup>15</sup> verbessert. Mikrobewegungen der Schraubzwinde konnten dadurch verhindert werden. Weiterhin wurde das okklusale Relief des Inlays eingeebnet. So konnte der Messtaster auf eine plane Fläche auftreffen (Abb. 2). Dies verhinderte ein Abgleiten und somit eine Verfälschung des Messergebnisses.

#### **4.6.7 Ergebnisse**

Durch den Ätzzvorgang an den Schmelz- und Keramikflächen kann von einer Verringerung der Höhe ausgegangen werden, da keramische Oberflächen aufgrund ihrer inhomogenen Struktur ähnlich anätzbar wie Schmelz sind. Durch die selektive Löslichkeit von Keramik kommt es zu einem Herauslösen gläserner Anteile (Horn 1983, Calamia und Simonson 1984, Mörmann et al. 1985, Redford und Jensen 1986, Calamia et al. 1986, Jones et al. 1987, Roulet 1987, Chan et al. 1987, Müller 1988, Bailey und Bennett 1988, Reimer 1989, Hofmann et al. 1991). Am Schmelz entfernt die Säure ca.  $10 \mu\text{m}$  der Oberfläche durch die unterschiedliche Löslichkeit der Hydroxylapatitkristalle in einem Schmelzprisma und in Abhängigkeit von Ihrer Anordnung zur angreifenden Säure (Buonocore 1955, Albers 1996, Blunk und Haller 1999).

In allen Fällen waren die Inlays mehr als 5 µm tiefer in der Kavität platziert als vor der Polymerisation des Komposites. Das kann mit dem Substanzverlust, hervorgerufen durch die Keramik- und Schmelzätzung, erklärt werden. Das Adhäsiv und das Befestigungskomposit kann sich zwischen zwei rauheren und damit größeren Oberflächen besser verteilen (Noack 1994), was eine Verminderung der Höhe nach dem Eingliedern erklärt.

Da es keine Unterschiede zwischen den polymerisierten und den unpolymerisierten Schichten des Bonding-Materials gab, kann davon ausgegangen werden, dass mit Etch & Prime 3.0 ultradünne Schichtstärken erreicht werden können.

Es gibt jedoch keine Erklärung, warum Cerec-Inlays, die ohne separate Lichthärtung des Bonding-Materials zementiert wurden, signifikant tiefer als alle anderen Inlays in den Kavitäten sitzen. Es wurde das gleiche Ergebnis für die Empress-Gruppe 2 erwartet, bei der ebenso verfahren wurde. Dies war jedoch nicht der Fall.

## 4.7 Schlussfolgerungen

Innerhalb der Grenzen dieser Studie kann davon ausgegangen werden, dass:

- Mit Etch & Prime 3.0 ultradünne Bondingschichten erzielt werden können
- Bei vorherigem Polymerisieren des Bondings bei Cerec- und Empress-Inlays gegenüber dem Standardverfahren es zu keiner Bisserrhöhung kommt.
- In allen Fällen die Inlays mehr als 5 µm tiefer in der Kavität platziert waren als vor der Polymerisation des Komposites.

Welche Auswirkungen dieses Vorgehen auf die Randqualitäten hat, ist in weiteren Untersuchungen zu analysieren.

## **5 Quantitative Randanalyse**

### **5.1 Einleitung**

Die Passgenauigkeit zahnärztlicher Restaurationen wird als ein entscheidendes Qualitätskriterium für den Erfolg einer Versorgung angesehen. Ein schlechter Randschluss verstärkt das Risiko einer erhöhten Plaqueakkumulation und das Entstehen von Sekundärkaries (Goldberg et al. 1981). Um Keramikinlays sicher an Zahnstrukturen befestigen zu können, sind adhäsive Techniken notwendig (Davidson et al. 1984). Hierbei wird jedoch bei dem klinischen Vorgehen in der Regel ein Kompromiss in der Weise eingegangen, dass nach dem Auftragen des Bonding-Materials dieses nicht ausgehärtet wird. Es besteht sonst die Gefahr, dass durch die Schichtdicke des polymerisierten Bonding-Kunststoffes es nicht möglich ist, das Inlay vollständig in der Kavität zu platzieren (Meerbeek et al. 1992b, Paul 1995).

### **5.2 Literaturübersicht**

Bei der Untersuchung zum Randschluss von Füllungen können das äußere Erscheinungsbild und die Funktion des Randschlusses untersucht werden. Als einfachste Methode gilt die Untersuchung mit Spiegel und Sonde. Die Einteilung der Randqualitäten ist sehr grob ausgerichtet. Eine Füllung wird noch in die beste Kategorie eingeteilt, obwohl sie einen Randspalt aufweist, nur weil es nicht möglich ist mit einer spitzen Sonde in den Spalt einzudringen (Cvar und Ryge 1971, Ryge und Snyder 1973). Selbst erfahrene Untersucher beurteilten, je nach Zustand der Untersuchungssonde, Spalten von bis zu 114 µm als akzeptabel (Dedmon 1982, Dedmon 1985). Die heute aufgrund der Fortschritte in der Materialentwicklung und Verarbeitung auftretenden Spalten sind eher geringer. Daher ist die klinische Untersuchung mit Spiegel und Sonde für die Er-

fassung von kleinen Unterschieden wenig geeignet (Leinfelder et al. 1975, Leinfelder et al. 1980, Roulet 1987, Roulet 1987a).

Wesentlich genauer sind Messungen mit dem Lichtmikroskop (Emes 1967, Asmussen und Jørgensen 1972, Ølio 1976, Asmussen 1977, Boyer und Torney 1979, Quist 1980, Hansen 1982, Ehrenford und Derand 1984, Hansen 1986, Komatsu und Finger 1986, Finger und Ohsawa 1987, Sidhu 1994, Soh und Sidhu 1994, Yanagawa et al. 1996), die jedoch nur nach Extraktion der gefüllten Zähne oder in vitro anwendbar sind (Quist 1980, Yanagawa et al. 1996). Um Artefakte auszuschließen, müssen die Proben feucht gehalten werden, was die Untersuchungszeit erheblich begrenzt (Komatsu und Finger 1986). Durch die direkte klinische Beurteilung bleiben die untersuchten Zähne erhalten, was Untersuchungen mit Verlaufsentwicklungen ermöglicht.

Der Farbstoffpenetrationstest ist die am häufigsten angewandte funktionelle Untersuchungsmethode. Sie erfolgt mit Hilfe von Farbstoffen wie z.B. Anilinfarbstoff, Eosin, basisches Fuchsin, Methylviolett und anderen (Going 1972, Roulet und Rang 1985, Taylor und Lynch 1992). Mit dem Farbstoffpenetrationstest können selbst kleinste Spalten nachgewiesen werden. Als Nachteil dieses Verfahrens ist jedoch anzusehen, dass die Entwicklung der Randmorphologie nicht möglich ist, da die Proben i.d.R. zerstört werden müssen. Auch eine Untersuchung des gesamten Randes ist aufgrund der Vielzahl von erforderlichen Schnitten nicht durchführbar (Going 1972, Roulet und Rang 1985, Ferracane et al. 1992, Taylor und Lynch 1992, Brackett et al. 1997, Yap et al. 2000).

Um die Vorteile der direkten mikroskopischen in vitro Messung mit denen der klinischen Untersuchung zu vereinen, wird die Replikatechnik eingesetzt. Das Untersuchungsgut wird abgeformt und die Modellherstellung erfolgt aus Gips, galvanisch abgeschiedenen Metall oder Kunststoffen (Leinfelder et al. 1975, Barnes 1978, Roulet 1978, Seichter und Herforth 1980, Roulet 1989, Roulet et al. 1989). Die beste Detailwiedergabe wird mit Silikonabformmaterialien (Kusy, R. P. und Leinfelder 1977) in Kombination mit Epoxidharz als Modellmaterial erzielt (Barnes 1978, Seichter und Herforth 1980).



Für die klinische Untersuchung sind die approximalen und approximal-zervikalen Randbereiche, wenn überhaupt nur mit speziellen Hilfsmitteln (Salchow 1989) oder Techniken (Hübers 1992) zugänglich. Sonst bleiben die klinisch bedeutsamen Approximalflächen von der Untersuchung ausgeschlossen (Krejci et al. 1992).

Replikas bieten neben der Verlaufsbeobachtung noch weitere Vorteile wie z.B. die uneingeschränkte Lagerfähigkeit, Ausschluss von Trocknungseffekten, Überprüfbarkeit der Auswertung und die Vermeidung von Farbkontrasten und Transparenzen (Pütz und Ehrhardt 1991). Das hohe Auflösungsvermögen und die exzellente Tiefenschärfe des Rasterelektronenmikroskop (REM) eignen sich hervorragend zur Darstellung plastischer Objekte (Roulet 1989).

Die erste Einteilung der Randqualitäten wurde 1976 von ROULET eingeführt. Die darauf aufbauenden Kriterien von LUTZ (1980) wurden von vielen Autoren übernommen oder hinsichtlich der Kriterienzahl reduziert, erweitert bzw. modifiziert (Mörmann et al. 1982, Geppert und Roulet 1986, Seichter 1986, Roulet 1987, Herder und Roulet 1988, Roulet et al. 1989, Dietschi und Holz 1990a, Krejci und Lutz 1990, Reich et al. 1990, Qualtrough et al. 1991, Dietschi et al. 1992, Hahn et al. 1992, Hickel et al. 1992, Noack et al. 1992, Meerbeek et al. 1992c, Noack et al. 1993, Krejci et al. 1993, Kunzelmann und Karuse 1993, Hofmann et al. 1993, Haller et al 1995, Dietschi et al 1995, Friedl et al. 1996).

Die von ROULET (1978) früher noch notwendige mühsam anzufertigenden Fotomontagen aus einzelnen REM-Aufnahmen zur prozentualen Beurteilung der verschiedenen Randqualitäten, wird heute durch digitale Bildverarbeitungssysteme vereinfacht, ohne dass Eingriffe in die Bildverarbeitende Elektronik des REM's vorgenommen werden müssen (Hickel et al. 1992, Kunzelmann und Karuse 1993, Thonemann et al. 1994, Friedl et al. 1996.)

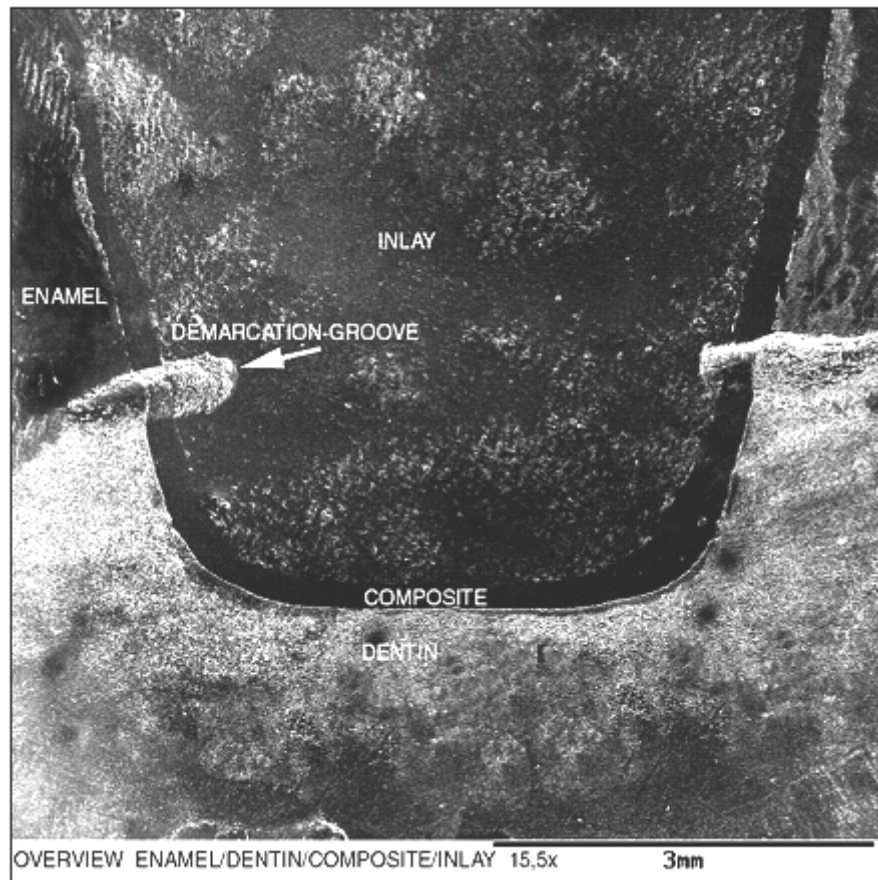
Die Auswertung des Untersuchungsgutes erfolgt i.d.R. bei einer 200fachen Vergrößerung. Einige Untersucher wählen höherer Vergrößerungen, 300fach (Dietschi et al. 1989, Dietschi und Holz 1990a, Dietschi und Holz 1990b, Dietschi et al. 1995), 400fach (De Trey und Lutz 1977, Mörmann et al. 1982) und 500fach (Haller et al. 1995).

Ziel dieser Studie war es, den Einfluss einer vereinfachten Applikationstechnik auf die Randqualität von Cerec- und Empress-Inlays in schmelz- und dentinbegrenzenden Füllungsrandern zu untersuchen und zu vergleichen.

### **5.3 Material und Methode**

Die Untersuchung wurde mit den 32 menschlichen Prämolaren, 16 Empress- und 16 Cerec-Inlays aus der Schichtdickenmessungs-Versuchsreihe durchgeführt. Die Analyse erstreckte sich ausschließlich auf die approximalen Füllungsrandern. Nach der Schichtdickenmessung wurden alle Ränder mit Feinkorndiamantfinierern und aluminiumoxidbeschichtet flexible Scheiben, mittlerer bis superfeiner Körnung unter ausreichender Wasserkühlung ausgearbeitet und poliert<sup>4</sup>. Die Ausarbeitung erfolgte unter Kontrolle mit einer Lupenbrille<sup>9</sup> bei einer 5fachen Vergrößerung. An den Übergängen zwischen Schmelz und Dentin wurde eine kleine Rille (demarcation groove) bei 50facher Vergrößerung präpariert<sup>10</sup> (Abb. 8).

Es folgte eine 24stündige Wasserlagerung (Perdigao et al. 1997, Nikaido et al. 1997, Frankenberger et al. 1997) und anschließend eine Reinigung der Zähne mit einer weichen Zahnbürste und Zahnpasta.



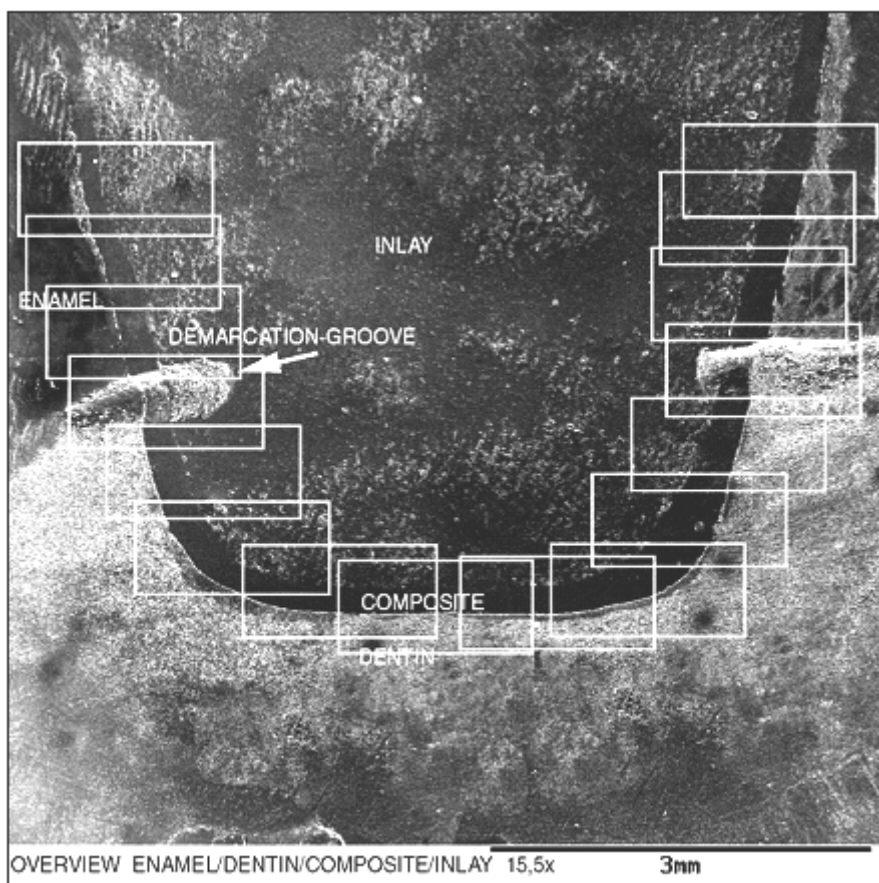
**Abb. 8: Übersichtsaufnahme mit Markierungsrille am Übergang vom Schmelz zum Dentin (Demarcation Groove) und Darstellung des Bereiches der untersuchten approximalen Füllungsråder.**

Die Zähne wurden mit einer Polyvinylsiloxan Abformmasse<sup>28</sup> abgeformt. Die Abformung erfolgte für die Approximalräume separat, so dass für jeden Zahn zwei zu untersuchende Flächen vorlagen. Um eine optimale Benetzung der Oberflächen mit dem Abformmaterial zu erreichen, wurde eine dünne Schicht Polyvinylsiloxan<sup>28</sup> auf den Proben verblasen. Die Gussform für das visköse Abformmaterial wurde aus kondensationsvernetztem Knet-Silikon erstellt, in welches Vertiefungen in doppelter Größe der Proben eingedrückt wurden. Nach 24 Stunden erfolgte die Entformung, Reinigung der Abformung mit 70%igem Alkohol, Entfetten mit Chloroform und das Ausgießen mit einem Epoxydharz<sup>29</sup>. In den noch weichen Kunststoff wurden SEM Aluminiumhalter auf die Replikas montiert. Weitere 24 Stunden später wurden die Objekte entformt und anschlie-

ßend im Sputtergerät<sup>30</sup> unter Argon Schutzgas für zwei Minuten bei 30 mA mit einer Goldschicht von 20 nm beschichtet.

#### 5.4 Quantitative Randanalyse

Mit Hilfe der Replikas wurde eine quantitative Randanalyse der approximalen Füllungsråder nach dem von ROULET (1987) beschriebenen Verfahren durchgeführt. Die Untersuchungen wurden im SEM bei einer 200fachen Vergrößerung Segmentweise (Abb. 9) unter Verwendung der in den Tabellen 1/2 und der Abbildung 10 beschriebenen Kriterien durchgeführt.



**Abb. 9: Darstellung der Segmentweisen Untersuchung der approximalen Füllungsråder. Beide Grenzflächen Inlay/Komposit und Komposit/Zahnschubstanz wurden gleichzeitig beurteilt.**

Die Untersuchungen erfolgten jeweils vor und nach der Temperaturwechselbelastung. Die mit Hilfe der quantitativen Randanalyse bestimmten prozentualen Anteile einer Randqualität an der Gesamtlänge der gemessenen Kavitätenränder ergaben die prozentualen Anteile eines Randkriteriums.

Kriterium der Randqualität	Definition
<b>A</b>	Exzellenter Rand: Glatter Übergang vom der Zahnschubstanz zum Komposit bzw. zum Inlay
<b>B</b>	Kleine Randunregelmäßigkeiten
<b>C</b>	Kleine Unterschnitte
<b>D</b>	Kleine Randspalten
<b>E</b>	Große Randspalten
<b>F</b>	Materialüberschuss

Tab. 1: Kriterien für die Beurteilung der Randqualitäten im SEM bei 200facher Vergrößerung.

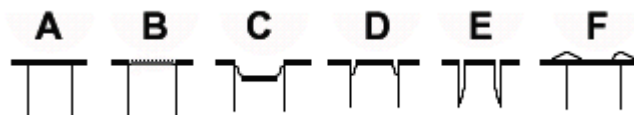


Abb. 10: Grafische Darstellung der Untersuchungskriterien für die Randqualitäten

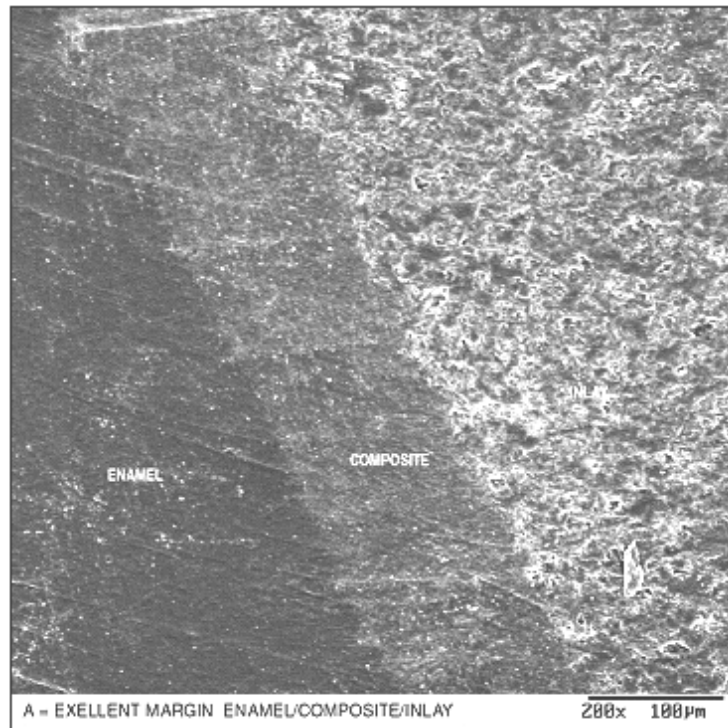
Für die Auswertung Zahnschmelz/Komposit und Komposit/Inlay, wurden folgende Einteilungen vorgenommen (Tab. 2).

<b>Bezeichnung</b>	<b>Erläuterung</b>
SK1	Randqualität A im Übergang vom Schmelz zum Komposit
SK2	Randqualität B im Übergang vom Schmelz zum Komposit
SK3	Randqualität C im Übergang vom Schmelz zum Komposit
SK4	Randqualität D im Übergang vom Schmelz zum Komposit
SK5	Randqualität E im Übergang vom Schmelz zum Komposit
SK6	Randqualität F im Übergang vom Schmelz zum Komposit
DK1	Randqualität A im Übergang vom Dentin zum Komposit
DK2	Randqualität B im Übergang vom Dentin zum Komposit
DK3	Randqualität C im Übergang vom Dentin zum Komposit
DK4	Randqualität D im Übergang vom Dentin zum Komposit
DK5	Randqualität E im Übergang vom Dentin zum Komposit
DK6	Randqualität F im Übergang vom Dentin zum Komposit
ISK1	Randqualität A im Übergang vom Komposit zum Inlay
ISK2	Randqualität B im Übergang vom Komposit zum Inlay
ISK3	Randqualität C im Übergang vom Komposit zum Inlay
ISK4	Randqualität D im Übergang vom Komposit zum Inlay
ISK5	Randqualität E im Übergang vom Komposit zum Inlay
ISK6	Randqualität F im Übergang vom Komposit zum Inlay
IDK1	Randqualität A im Übergang vom Komposit zum Inlay
IDK2	Randqualität B im Übergang vom Komposit zum Inlay
IDK3	Randqualität C im Übergang vom Komposit zum Inlay
IDK4	Randqualität D im Übergang vom Komposit zum Inlay
IDK5	Randqualität E im Übergang vom Komposit zum Inlay
IDK6	Randqualität F im Übergang vom Komposit zum Inlay

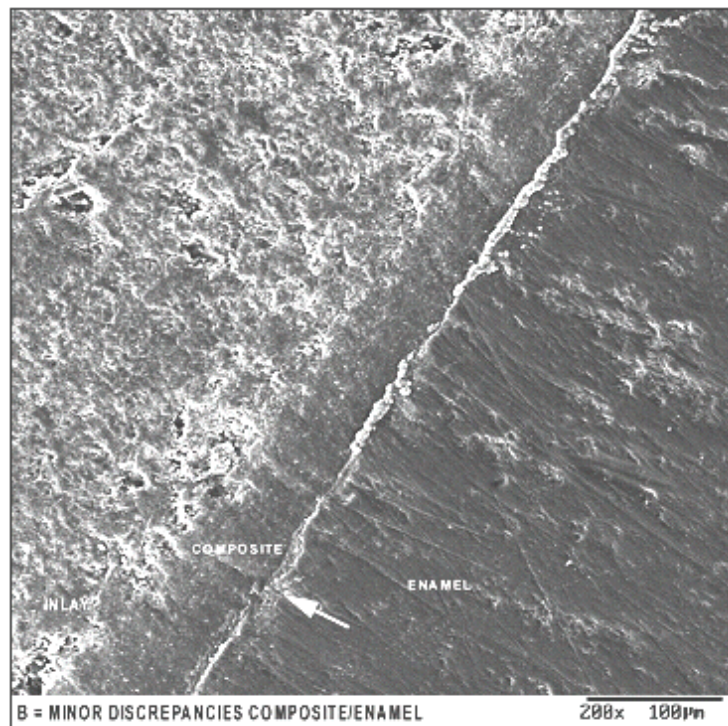
**Tab. 3: I = Inlay, S = Schmelz, D = Dentin und K = Komposit.**



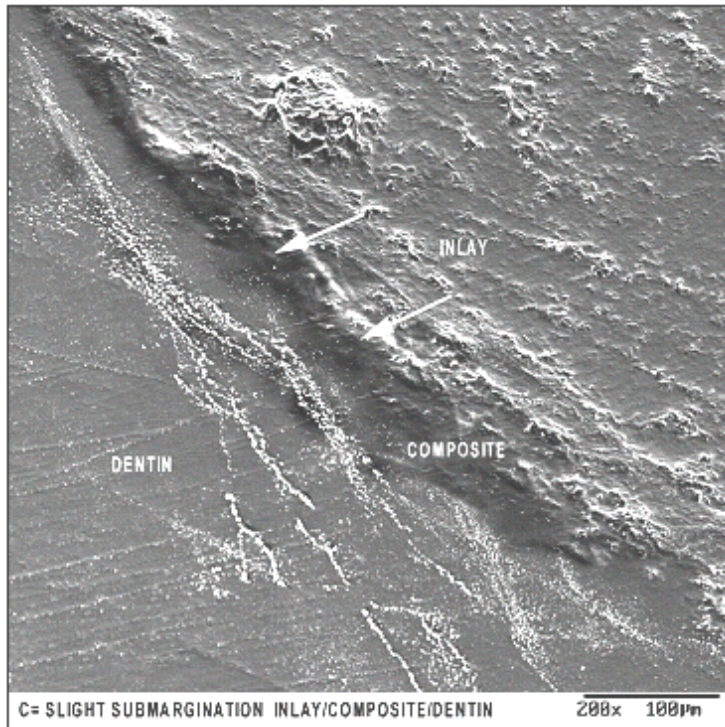
Die Abbildungen 11 bis 16 zeigen Beispiele für die einzelnen Randqualitäten auf.



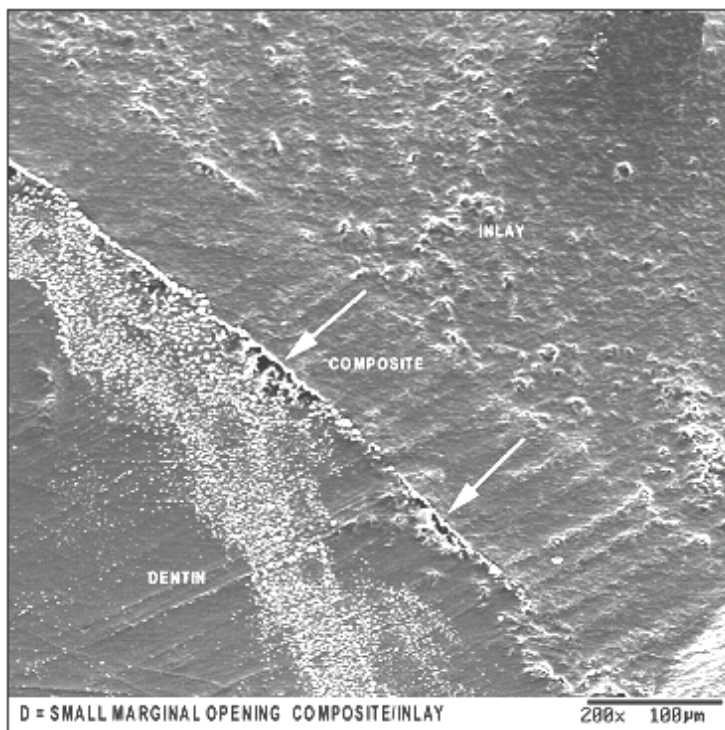
**Abb. 11: Exzellenter Rand, Kriterium A.**



**Abb. 12: Kleine Randunregelmäßigkeiten, Kriterium B.**

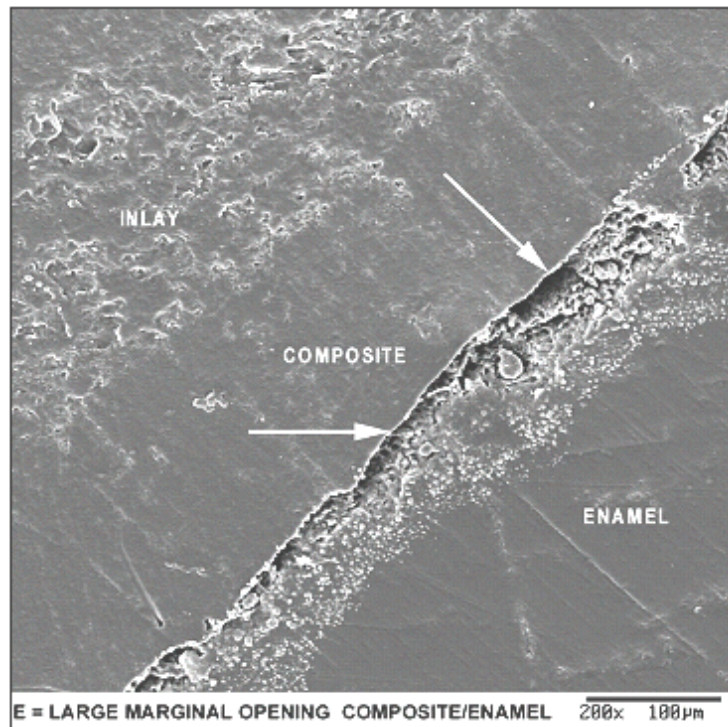


**Abb. 13: Kleine Unterschnitte, Kriterium C.**

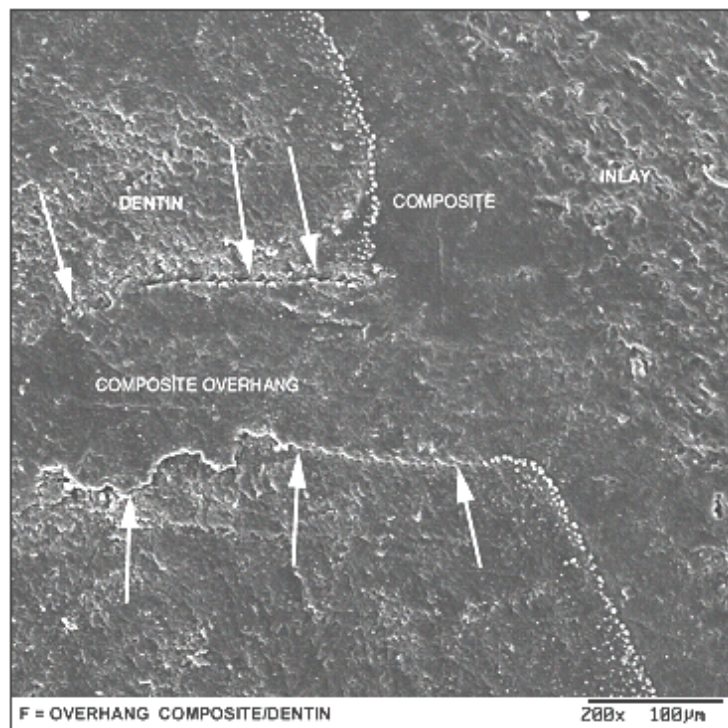


**Abb. 14: Kleine Randspalten, Kriterium D.**





**Abb. 15: Große Randspalten, Kriterium E.**



**Abb. 16: Materialüberschuss, Kriterium F.**

## **5.5 Temperaturwechselbelastung**

Nach der Schichtdickenmessung und 24stündiger Wasserlagerung erfolgte die thermische Wechselbelastung<sup>34</sup> der Zähne mit 2000 Zyklen in Bädern von 5° C und 55° C. Die Eintauchzeit betrug je Zyklus 30 Sekunden pro Bad, die Transferzeit 12 Sekunden. Nach der Temperaturwechselbelastung wurden wiederum Replikas angefertigt. Es erfolgte eine erneute quantitative Randanalyse.

## **5.6 Statistische Auswertung**

Die Bilderfassung erfolgte mit dem Digital Image Scanning System<sup>32</sup> und die Durchführung der quantitativen Randanalyse mit dem Programm Win-Mes<sup>33</sup>.

Die Daten der Randanalyse wurden mit dem Friedman und Wilcoxon Test unter Verwendung des SPSS<sup>35</sup> Programm ausgewertet. Das Signifikanzniveau wurde bei allen Tests auf  $p < 0,05$  festgelegt.

## **5.7 Ergebnisse**

Die Analyse der Randqualitäten erfolgte vor und nach der Temperaturwechselbelastung. Die Untersuchungsergebnisse wurden für die jeweiligen Inlaymaterialien, sowie Lage des Füllungsrandes im Schmelz oder im Dentin gesondert ausgewertet.

Die Ergebnisse der quantitativen Randanalyse der Übergänge von Schmelz zu Komposit sind in den Abbildungen 17 und 18 vor und nach Temperaturwechselbelastung dargestellt. Der Wert SK1 entspricht dem Kriterium „Exzellenter Rand“ und SK2 den Randkriterium „Kleine Randunregelmäßigkeiten“. SK4 steht

für „Kleine Randspalten“ und SK5 für und „Große Randspalten“. Die Werte SK1 und SK2 spiegeln den möglichen klinischen Erfolg, die Werte SK4 und SK5 den klinischen Misserfolg wieder.

Vor der und nach der Temperaturwechselbelastung konnten keine Randspalten in dieser Gruppe festgestellt werden. Nach der Temperaturwechselbelastung konnte eine größere Streuung der Daten festgestellt werden. Der Median bei der Gruppe „Empress-polymerisiert“ ist nach der Temperaturwechselbelastung leicht erhöht jedoch statistisch nicht signifikant.

Abbildung 19 und Abbildung 20 zeigen die Ergebnisse der quantitativen Randanalyse für den Übergang Dentin zu Komposit vor und nach Temperaturwechselbelastung auf. Auch in dieser Gruppe konnten keine statistisch relevanten Randspalten vor und nach der Temperaturwechselbelastung gefunden werden. Die Streuung der Daten nach der Temperaturwechselbelastung ist etwas weniger ausgeprägt, als in der vorherigen Gruppe.

Die Ergebnisse der quantitativen Randanalyse für die Übergänge der Inlays in Schmelz- und Dentinbegrenzenden Arealen vor und nach Temperaturlastwechsel entsprechen denen der vorherigen Untersuchungsgruppen für die Übergänge von Schmelz/Komposit und Dentin/Komposit. Eine leicht erhöhte Streuung der Daten nach der Temperaturwechselbelastung ist festzustellen. Spaltbildungen lagen nicht vor (Abb. 21 – 24).

### 5.7.1 Übergänge von Schmelz zu Komposit vor und nach Temperaturwechselbelastung

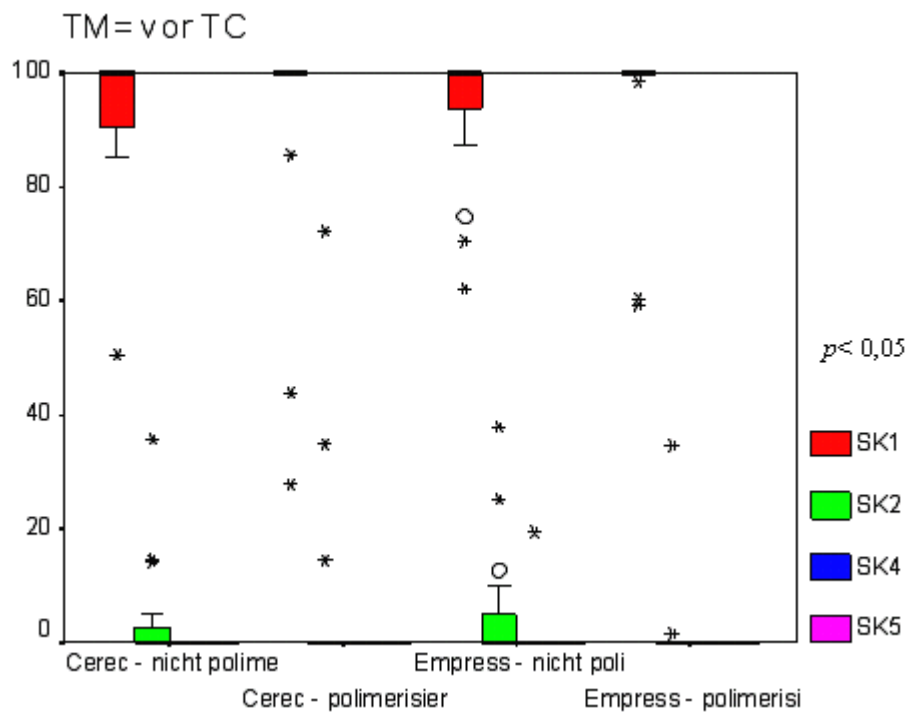
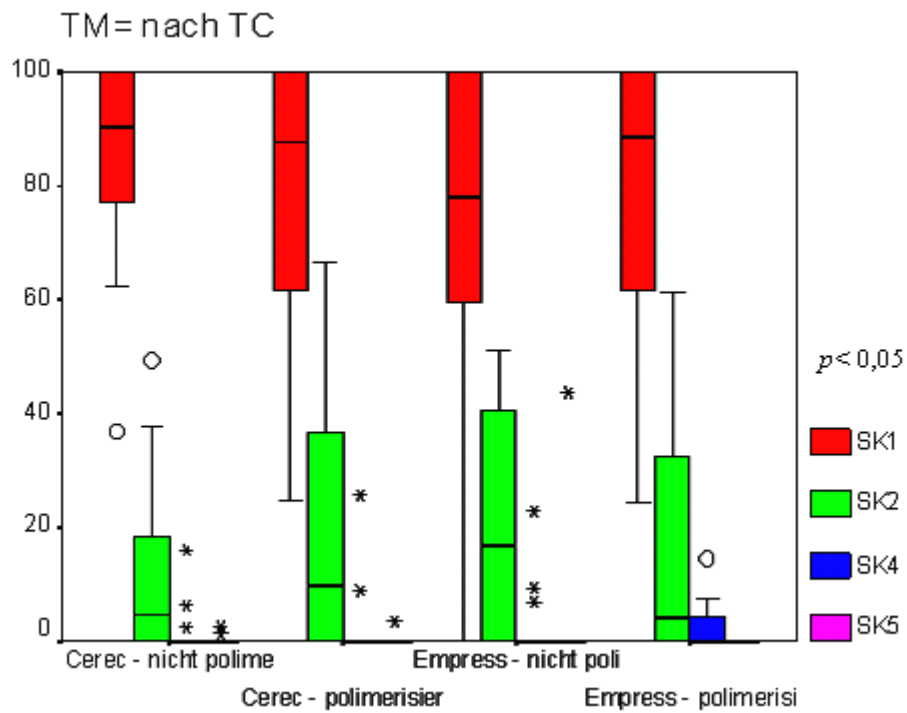
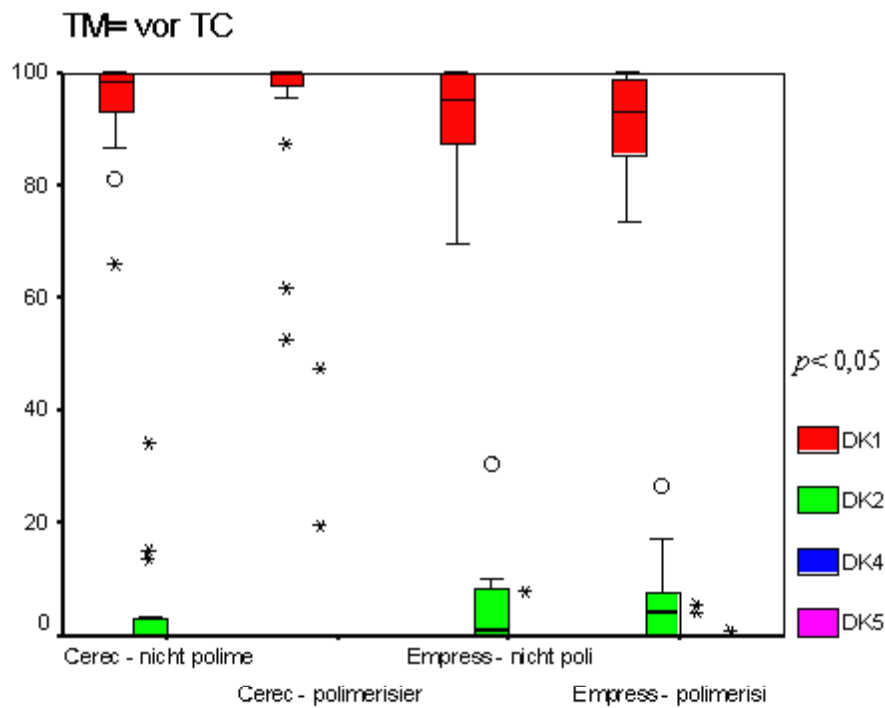


Abb. 17: Quantitative Randanalysen der Übergänge Schmelz-Komposit mit Kriterien SK1 und SK2 für klinisch akzeptable Ränder, Kriterien SK4 und SK5 für Randspalte vor Temperaturlastwechsel (TC), ( $p < 0,05$ ), o und \* = Extreme Datenwerte (Ausreißer).

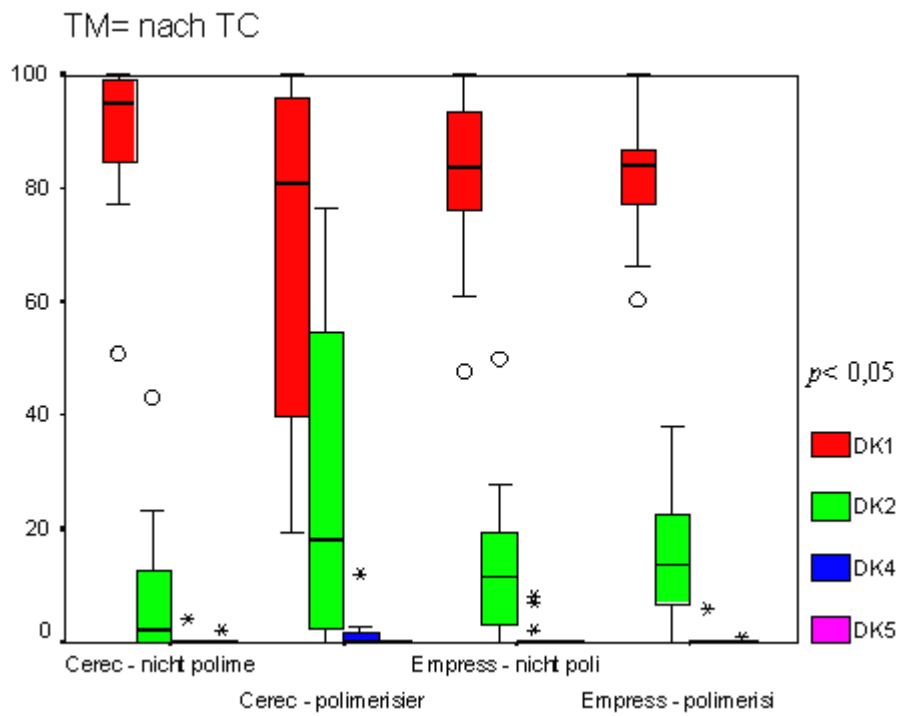


**Abb. 18:** Quantitative Randanalysen der Übergänge Schmelz-Komposit mit Kriterien SK1 und SK2 für klinisch akzeptable Ränder, Kriterien SK4 und SK5 für Randspalte nach Temperaturlastwechsel (TC), ( $p < 0,05$ ), o und \* = Extreme Datenwerte (Ausreißer).

### 5.7.2 Übergänge von Dentin zu Komposit vor und nach Temperaturwechselbelastung



**Abb. 19: Quantitative Randanalysen der Übergänge Dentin-Komposit mit Kriterien DK1 und DK2 für klinisch akzeptable Ränder, Kriterien DK4 und DK5 für Randspalte vor Temperaturlastwechsel (TC), ( $p < 0,05$ ), o und \* = Extreme Datenwerte (Ausreißer).**



**Abb. 20: Quantitative Randanalysen der Übergänge Dentin-Komposit mit Kriterien DK1 und DK2 für klinisch akzeptable Ränder, Kriterien DK4 und DK5 für Randspalte nach Temperaturlastwechsel (TC), ( $p < 0,05$ ), o und \* = Extreme Datenwerte (Ausreißer).**

### 5.7.3 Übergänge von Inlay zum Komposit in Schmelzbegrenzenden Arealen vor und nach Temperaturlastwechsel

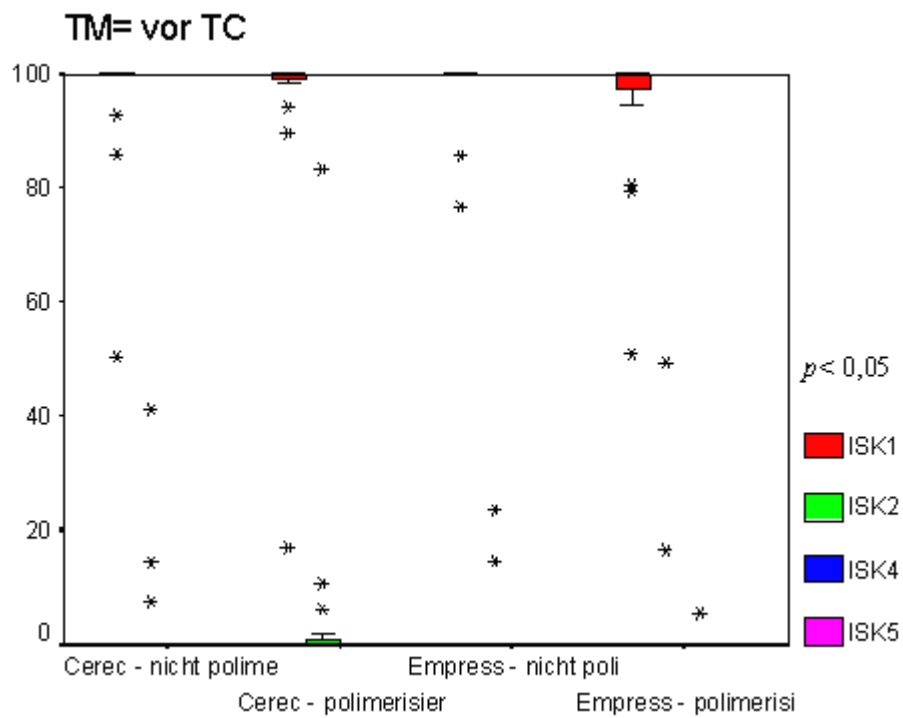
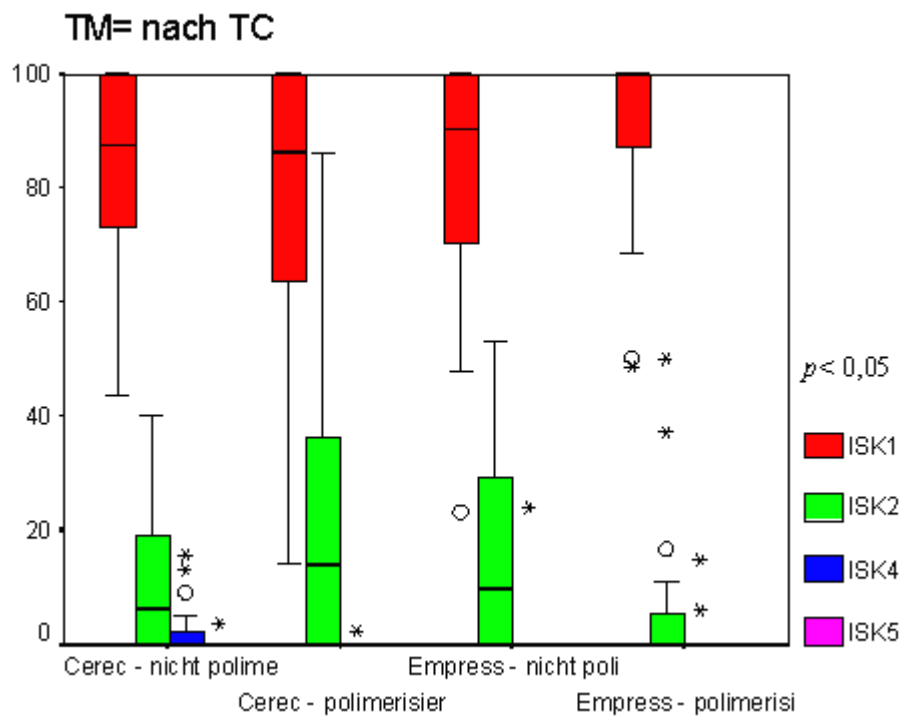


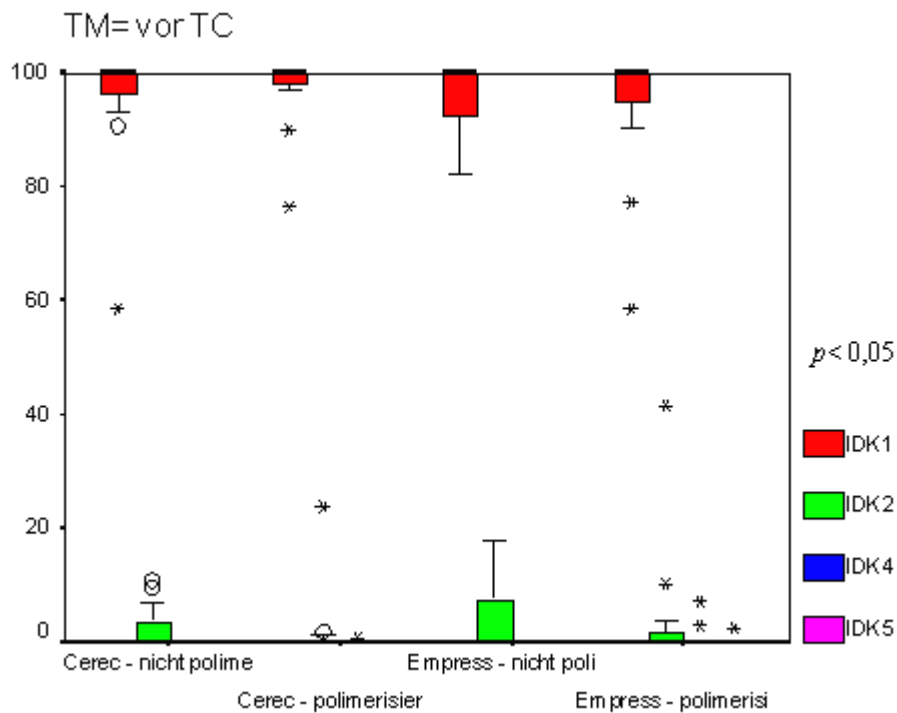
Abb. 21: Quantitative Randanalysen Inlay/Komposit in Schmelzbegrenzenden Arealen: Kriterien ISK1 und ISK2 für akzeptable Ränder, Kriterien ISK4 und ISK5 für Randspalten nach Temperaturlastwechsel (TC), ( $p < 0,05$ ) o und \* = Extreme Datenwerte (Ausreißer).



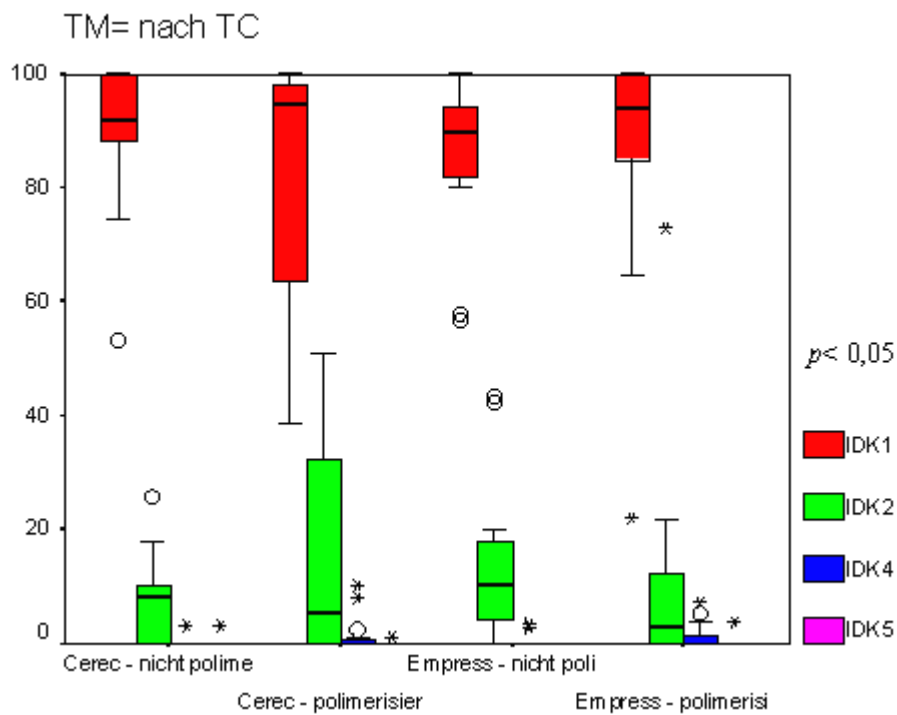


**Abb. 22: Quantitative Randanalysen Inlay/Komposit in Schmelzbe-grenzenden Arealen: Kriterien ISK1 und IS2 für akzeptable Ränder, Kri-terien ISK4 und ISK5 für Randspalte nach Temperaturlastwechsel (TC), ( $p < 0,05$ ), o und \* = Extreme Datenwerte (Ausreißer).**

#### 5.7.4 Übergänge von Inlay zum Komposit in Dentinbegrenzenden Arealen vor und nach Temperaturwechselbelastung



**Abb. 23: Quantitative Randanalysen Inlay/Komposit in Dentinbegrenzenden Arealen: Kriterien IDK1 und IDK2 für akzeptable Ränder, Kriterien IDK4 und IDK5 für Randspalte nach Temperaturlastwechsel (TC), ( $p < 0,05$ ), o und \* = Extreme Datenwerte (Ausreißer).**



**Abb. 24: Quantitative Randanalysen Inlay/Komposit in Dentinbegrenzenden Arealen: Kriterien IDK1 und IDK2 für akzeptable Ränder, Kriterien IDK4 und IDK5 für Randspalte nach Temperaturlastwechsel (TC), ( $p < 0,05$ ), o und \* = Extreme Datenwerte (Ausreißer).**

### **5.7.5 Handhabungsfehler**

Handhabungsfehler „Kleine Unterschnitte“ (SK3, DK3, ISK3 und IDK3) und „Materialüberschuss“ (SK6, DK6, ISK6 und IDK6) wurden nicht festgestellt (Siehe Tabellen im Anhang).

### **5.7.6 Zusammenfassung der Ergebnisse**

Die statistische Auswertung mit Hilfe des Friedman und Wilcoxon Test mit einem Signifikanzniveau  $p < 0,05$  ergab keine signifikanten Unterschiede.

Die Abbildungen 17 bis 24 zeigen die Ergebnisse der quantitativen Randanalyse. Alle Gruppen, d.h. unabhängig vom Inlay, der Verarbeitungsart, Lage sowie vor und nach Temperaturwechselbelastung weisen gute Randqualitäten auf.

Klinisch relevante Randspalten konnten weder im Übergang Schmelz/Komposit, Dentin/Komposit noch für die Übergänge Komposit/Inlay für Schmelz- oder Dentinbegrenzende Areale gefunden werden. Es konnten keine Handhabungsfehler festgestellt werden.

## **5.8 Diskussion**

### **5.8.1 Material und Methode**

#### **5.8.1.1 In vitro Untersuchungen**

In vitro Untersuchungen gelten heute als die Standardverfahren bei der Beurteilung von Füllungsmaterialien. Die Übertragbarkeit ist jedoch begrenzt, da die klinischen Bedingungen nur simuliert werden können (Roulet 1994). Um eine Annäherung an die klinischen Bedingungen zu simulieren, werden in einigen Untersuchungen Wasser, Kochsalzlösungen, oder Rinderserum zur Simulation des Pulpendrucks verwendet (Tao und Pashley 1988, Mitchem und Gronas 1991, Paul und Schärer 1993, Nikaido et al. 1995, Lucena-Martin et al. 1999, Pioch et al. 2001). Durch die Verwendung von Konditionierungsmittel ist die Dentinpermeabilität erhöht, was für einen Einfluss auf den adhäsiven Verbund haben könnte (Mitchem und Gronas, G. G. 1991, Paul und Schärer 1993, Pioch et al. 2001).

NIKAIDO et al. (1995) stellen bei der Verwendung von Rinderserum eine durch den Primer verursachte Verminderung der Dentinpermeabilität durch Ausfällen von Serumproteinen in den Dentintubuli fest. Das Dentinbonding Monomer kann so besser in die konditionierte Dentinstruktur penetrieren, was zu verbesserten Haftwerten führt.

PIOCH et al. (2001) fanden keinen statistisch signifikanten Unterschied bei der Ausbildung der Hybridschicht mit und ohne Simulation eines Pulpendrucks. PAMEIJER und LOUW (1997) untersuchten die Haftwerte bei vitalen und devitalen Zähnen und fanden keinen Unterschied zwischen den Gruppen. Einige Autoren fanden eine Reduktion und Beeinflussung des Haftverbundes bei Dentinadhäsi-

ven bei simuliertem Pulpendruck (Lucena-Martin et al. 1999, Moll und Haller 2000, Pioch et al. 2001, Zheng et al. 2000, Pereira et al. 2000).

Es ist schwierig, die genauen Effekte zu beurteilen, da die Untersuchungsparameter und die substratbezogenen Variablen sehr voneinander abweichen und nur schwer zu standardisieren sind (Leloup et al 2001).

#### **5.8.1.2 Auswahl und Lagerung der Zähne**

Für die Versuche wurden menschliche Prämolaren der zweiten Dentition gewählt, die in einer 0,5 %igen Chloramin-D-Hydrat-Lösung nach der Extraktion lagerten, verwendet. Extraktionszeitpunkt und Alter der Zähne waren nicht bekannt. Die Aufteilung in die Gruppen erfolgte randomisiert. Einige Autoren sind der Meinung, dass der Extraktionszeitpunkt einen Einfluss auf die Haftkraft habe (Causton und Johnson 1979, Beech et al. 1986, Aquilino et al. 1987, Mitchem und Terkla 1987). In mehreren Studien konnte nachgewiesen werden, dass sich die Lagerungsdauer nicht auf die Wirksamkeit von Dentinhaftmitteln auswirkt (Munksgaard und Asmussen 1984, Chan et al. 1985, Williams und Svare 1985, Mitchem und Gronas 1986, Stackhouse et al. 1986, Crim 1989, Goodis et al. 1993). Auch das Alter der Proben hat keinen signifikanten Einfluss auf die Randqualitäten im Dentin (Mixson et al. 1993). Um eine Austrocknung vor und während der einzelnen Versuchsabschnitte zu vermeiden, wurden die Zähne in einer 0,5%igen Chloramin-D-Hydrat-Lösung gelagert. In mehreren Studien wurde belegt, dass unterschiedlicher Lagerungszeiten der Zähne keine signifikanten Auswirkungen auf die Effektivität von Dentinhaftmitteln haben (Mitchem und Gronas 1986, Pashley et al. 1988, Cooley und Dodge 1989, Dieker 1990, Gray und Burgess 1991. Bezüglich der hier verwandten Chloaraminlösung zur Lagerung der Zähne konnten JØRGENSEN et al. (1985) keinen Einfluss auf die Randspaltbildung feststellen.

### 5.8.1.3 Gruppengröße

Die segmentweise Auswertung des Füllungsrandes bei 200facher Vergrößerung sowie die Vielzahl der resultierenden Messpunkte ermöglichen ein hohes Maß an Objektivität sowie die Erfassung minimaler Veränderungen. Eine aussagefähige statistische Auswertung ist aufgrund der hohen Genauigkeit dieser Methode bei einer zahlenmäßigen geringen Anzahl von Zähnen pro Gruppe auch bei einem kurzen Beobachtungszeitraum möglich (Roulet 1987, Blunck 1989).

### 5.8.1.4 Etch & Prime 3.0

Herkömmliche Bondingsysteme werden in zwei oder drei Schritten angewendet. Ein 3-Schritt-Bonding besteht aus dem Ätzel, dem Primer und dem Bonding, die nacheinander angewendet werden. Ein 2-Schritt-Bonding setzt sich aus dem Ätzel und dem Primer/Bonding zusammen. Das Einbondingsystem ist eine neue Generation von Bondingsystemen, in dem Conditioner, Primer und Bonding vereinigt sind.

3-Schritt-Bonding	2-Schritt-Bonding	1-Schritt-Bonding
Conditioner Primer Bonding	Conditioner Primer/Bonding	Conditioner/Primer/Bonding.

**Tab. 4: Vergleich der einzelnen Arbeitsschritte bei verschiedenen Bondingsystemen**

Etch & Prime 3.0 gehört zu der so genannten 5. Generation von Dentinadhäsiven den „One-bottle-Systemen“ oder „1-Schritt-Bonding-Systemen“. Es ermöglicht eine starke Vereinfachung der Arbeitsschritte bei der Inlayeingliederung. Damit entfällt auch das Problem des „wet bondings“ von herkömmlichen Systemen, d.h. das Dentin musste feucht gehalten und durfte nicht übertrocknet

werden, da sonst das durch die Ätzung freigelegte und für das Bonding wichtige Kollagenflechtwerk kollabieren würde (Pashley et al. 1994). Der Vorteil bei den selbstätzenden Dentinadhäsiven besteht darin, dass der Spülvorgang und somit die Frage wann ist die Kavität ausreichend trocken und wann ausreichend befeuchtet ist, entfällt. Die Verfahrenssensitivität kann so herabgesetzt und der klinische Einsatz vereinfachen werden.

Etch & Prime 3.0 wird in zwei Komponenten einer Universal- und einer Catalyst-Lösung geliefert, die kurz vor Gebrauch zu gleichen Teilen miteinander gemischt werden. Die fertige Mischung reagiert mit einem pH-Wert von 0.6 stark sauer. Da Etch & Prime 3.0 Wasser als Lösungsmittel enthält, ist es besonders wichtig, dass vor der Lichtpolymerisation eine Trocknung mit Druckluft erfolgt ohne das Bonding vollständig zu verblasen. Durch ein „double coating“, d.h. durch eine Wiederholung der beiden Arbeitsschritte kann eine verbesserte Haftung am Dentin und am Schmelz um 30 Prozent erreicht werden (Nikaido et al 1997).

#### **5.8.1.5 Pulpenverträglichkeit**

Die Frage nach der Pulpenerträglichkeit wurde von KITASAKO et al. (1998 und 1999) untersucht. Sie konnten bei der direkten Überkappung keine oder nur leichte Entzündungszeichen sowie ein „Dentinbridging“ feststellen.

#### **5.8.1.6 Gewebeerträglichkeit**

SZEP et al. (2002) testeten in vitro die Zytotoxizität moderner Dentinadhäsive auf gingivale Fibroblasten. Sie fanden heraus, dass alle der getesteten Dentinadhäsive zytotoxische Reaktionen hervorrufen, dennoch gehört Etch & Prime 3.0 zu der Gruppe der empfehlenswerten Produkte.



#### 5.8.1.7 Randdichtigkeit

In in-vitro-Untersuchungen von SOLIS et al. (1999) zeigen, dass Kompositfüllungen hinsichtlich der Randdichtigkeit keinen statistischen Unterschied zu den mit üblicher Säureätztechnik gelegten Versorgungen aufweisen. Nach Untersuchungen von CARDOSO et al. (1998) ist Etch & Prime 3.0 bezüglich seiner Haftwerte bei Scher- und Zugversuchen einem herkömmlichen Drei-Flaschen-System (Scotchbond Multi-Purpose Plus, 3M) und einem Ein-Flaschen System (Single Bond, 3M) unterlegen.

HANNIG et al (1999) gaben für Etch & Prime3.0 Schmelz-Scherwerte von 21,9 MPA an, d.h. es scheint, dass hinsichtlich dieser Werte und der Randdichtigkeit vergleichbare Ergebnisse bei vergleichbarer einfacherer Handhabung zu erzielen sind. Eine Folgeuntersuchung ergab einen Anteil perfekter marginaler Adaptation im Bereich der Dentinbegrenzten Kavitätenränder von 97,5 Prozent Im Bereich der Schmelzbegrenzten approximalen Füllungsänder ließ sich in 98,5 Prozent der untersuchten Randlänge ein akzeptabler Randschluss feststellen (Hannig und Bott 2000).

FRITZ UND FINGER (1999) fanden heraus, dass Etch & Prime 3.0 im Schmelz eine vergleichbare Haftkraft zu anderen Materialien aufweist, jedoch die Haftwerte im Dentin nur 50 Prozent im Vergleich zu Clearfil Liner Bond 2 und Gluma One Bond betragen. In der Randuntersuchung fanden sie Spalten bis zu 5 µm für Etch & Prime 3.0, 2 µm für Clearfil Liner Bond 2 und für Gluma One Bond größtenteils spaltfreie Ränder. HANNIG et al. 1999 hingegen fanden in ihrer Untersuchung heraus, dass die selbstätzenden Primer Clearfil Liner Bond 2, Etch & Prime 3.0, Resulcin und AquaPrime eine Alternative zu konventionellen Systemen darstellen, die Phosphorsäure für die Komposit-Schmelz-Verbindung verwenden. Wiederum SANTINI et al. (2001) fanden heraus, dass es weder mit der so genannten "totaetch technique", noch mit der „selfetching dentin-materials“ möglich ist, sicher Randspalte zu verhindern.

Die bisherigen Untersuchungen ergeben unterschiedliche Angaben zu der Effektivität von Etch & Prime 3.0. Ein direkter Vergleich mit anderen Untersuchungen ist nicht möglich, da keine der Untersuchungen mit keramischen Inlays erfolgte. Es wurden ausschließlich Füllungen untersucht. Diese Untersuchung ergab, dass mit Etch & Prime 3.0 eine interessante Alternative zu den Mehrflächensystemen zur Verfügung zu stehen scheint.

#### **5.8.1.8 Ausarbeitung**

Beim Eingliedern der Inlays wurde das überschüssige Befestigungskomposit mit Kerr Applikatoren<sup>17</sup> entfernt. Durch die Verwendung einer Lupenbrille<sup>9</sup> waren die Fehler die durch den Behandler bedingt waren und sich in den Kriterium C „leichte Auswaschung“ und Kriterium F „leichter Überhang“ darstellen statistisch betrachtet nicht existent. QUALTHROUGH et al. (1988) wiesen auf ein notwendiges sorgfältiges Ausarbeiten hin, da bei adhäsiv befestigten Inlays fein auslaufende Überschüsse sehr schwer zu erkennen sind. Die Überhänge zeigten sich in der Regel bei Zähnen mit einer Wurzeleinziehung. Die Ausarbeitung und Politur der adhäsiv befestigten Inlays erfolgte mit einem in der Literatur beschriebenen bewährten Verfahren mittels Diamantfinierern<sup>26</sup> und aluminiumoxidbeschichteten flexiblen Scheiben mittlerer bis superfeiner Körnung<sup>27</sup> unter Wasserkühlung. Diese Instrumente haben sich als effektiv und schonend zugleich erwiesen (Krejci und Lutz 1984, Noack 1988).

In der alltäglichen Praxis stellen überhängende Füllungsrän­der ein oft beobachtetes Problem dar (Waerhaug 1960, Silness und Loe 1964, Björn et al. 1969, Björn et al 1970, Lange und Schwöppe 1981, Lang et al. 1988), welches die gingivale und parodontale Gesundheit beeinflusst (Leon 1977). Selbst mit stark röntgenopaken Befestigungskunststoffen können Überschüsse nur schwer diagnostiziert werden (O'Rourke et al. 1995). Mittlerweile ist es allgemein akzeptiert, dass überhängende Füllungen durch Akkumulation von bakterieller Plaque (Waerhaug, J. 1960) eine Gingivitis verursachen können. Epidemiologische

(Alexander 1967, Alexander 1968, Gilmore und Sheiham 1971, Hammer und Hotz 1979) und klinische experimentelle Studien (Silness und L  e. 1964, Silness 1970a, Silness 1970b, Silness Ohm 1974, Renggli und Regolati 1972, Rodriguez-Ferrer et al. 1980, Than et al. 1982, Lang et al. 1983, Lang 1988) konnten die enge Verbindung zwischen solchen iatrogenen Faktoren und der Pathogenese von lokalen parodontalen Defekten nachweisen.

Zur Ausarbeitung und Politur der Restauration stehen in vitro alle Zahnflächen in freiem Zugang zur Verfügung. In vivo ist es nach der Inlay Insertion in der Regel nicht möglich, den gesamten Inlayrand mit rotierenden Instrumenten zu bearbeiten. Der Approximalraum ist hier besonders gefährdet. Einerseits durch den oft nur gering oder nicht vorhandenen Schmelzanteil und andererseits die bei Wurzeleinziehungen nur schwer auszuarbeitenden F  llungsr  nder. Dies kann zu einer Problemzone führen (Kirchberg 1990, Lösche und Roulet 1991).   berquellende und ausgehärtete Kompositanteile auf unge  tztem Schmelz sind kariesprophylaktisch bedenklich, da sie keinen adhäsiven Verbund aufweisen und sich nach einiger Zeit ein Spalt ausbildet. Hier kann es zu einer Besiedelung durch Mikroorganismen und in der Folge zu Sekundärkaries kommen (Roulet 1987a).

Einige Autoren empfehlen die beim Einsetzen nicht entfernten Kunststoffanteile im Approximalraum mit flexiblen diamantierten Feilen mit Körnungen von 80, 40 und 15  $\mu\text{m}$  zu entfernen (Krejci und Lutz 1984, Mörmann et al. 1983). Dies gestaltet sich jedoch äußerst schwierig. Selbst in vitro bei einem zirkulärem Zugang zu allen Kavit  tenr  ndern kam es zur Randqualitäten F, die jedoch statistisch nicht relevant waren. Für den klinischen Alltag bedeutet das, dass beim Eingliedern von keramischen Inlays an Zähnen mit Wurzeleinziehungen besonders sorgfältig vorgegangen werden sollte. Das Entfernen von Überschüssen ist vor dem Aushärten am einfachsten zu bewerkstelligen. Die neuen Ultraschallgeräte mit diamantierten Ansätzen, welche in der Parodontologie zum Einsatz kommen, könnten eine Möglichkeit darstellen, diese Bereiche auszuarbeiten. Wissenschaftliche Untersuchungen liegen hierzu noch nicht vor.

#### **5.8.1.9 Wasserlagerung**

Um eine Verfälschung der Ergebnisse nach der Temperaturwechselbelastung zu vermeiden, wurde auf eine längere Wasserlagerung verzichtet. Eine 24stündige Wasserlagerung ist für die hygroskopische Expansion des Komposites ausreichend (Perdigao et al. 1997) NAKAIDO et al. (1997) und FRANKENBERGER et al. (1997) wenden bei ihren Versuchen ebenfalls eine 24stündige Wasserlagerung an. Einige Komposite weisen bei längerer Wasserlagerung eine so große Expansion auf, dass der ursprüngliche bei der Polymerisationsschrumpfung entstandene Spalt ausgeglichen wurde (Asmussen und Jørgensen 1972).

#### **5.8.1.10 Funktionelle Untersuchungsmethoden**

Das Randschlussverhalten von Füllungen kann mit verschiedenen Methoden untersucht werden. Untersuchungsmethoden wie zum Beispiel Farbstoffpenetrationsteste erlauben jedoch keine Verlaufsbeurteilungen, da sie in der Regel zu einer Veränderung oder Zerstörung der Proben führen (Lüscher et al. 1977, Crim und Mattingly 1981, Bauer und Henson 1987, Roulet 1997, Schaller et al. 1988).

#### **5.8.1.11 Morphologische Untersuchungsmethoden**

Die einfachste morphologische Methode ist die direkte Untersuchung mit Spiegel und Sonde. Diese Untersuchungsmethode besitzt jedoch aufgrund ihrer mangelnden Objektivität und der geringen Sensitivität nur begrenzte Aussagekraft (Elderton 1977, Dunninger et al. 1991). Als Vorteil ist eine Untersuchung in vivo zu sehen. Problematisch ist jedoch die Objektivierung und Standardisie-

rung der Beurteilungskriterien sowie die fehlende Archivierungsmöglichkeit. Bei zahnfarbenen Füllungsmaterialien ist aufgrund der geringen Kontrastunterschiede die Beurteilung erschwert. Mikroskope stellen eine einfache Möglichkeit dar, das Untersuchungsgut genauer zu betrachten. Mit dem eingeschränkten Vergrößerungsmaßstab ist auch eine eingeschränkte Differenzierungsmöglichkeit verbunden (Roulet et al. 1989). Die quantitative Randanalyse im REM in Verbindung mit der Replikatechnik hat sich als genaues Untersuchungsverfahren für adhäsive Restaurationen bewährt (Lutz et al. 1984, Roulet 1986, Blunck 1988, Noack 1988a, Blunck 1989, Blunck und Roulet 1989, Roulet et al. 1989, Krejci und Lutz 1991).

#### **5.8.1.12 Replikatechnik**

Um mögliche Artefakte durch die für eine rasterelektronenmikroskopische Untersuchung nötige Entwässerung der Zähne auszuschließen (Seichter 1986), sowie die Möglichkeit, die Zähne vor und nach Temperaturwechselbelastung untersuchen zu können, wurde die Replikatechnik angewandt.

Detailgenaue Replikas können durch die Anwendung einer dünnfließenden additionsvernetzenden Silikonabformmasse, sowie eines Epoxydharzes gewonnen werden (Roulet 1976, Seichter und Herforth 1980, Lutz et al. 1984, Roulet 1986). Bei der Verwendung von Replikas, besteht keine Gefahr von Artefakten, die durch eine Austrocknung bei dem Arbeiten unter dem Rasterelektronenmikroskop entstehen könnte. Die Verwendung von Epoxydharzen in Verbindung mit additionsvernetzten Silikon erlaubt Oberflächenstrukturen bis zu einer Vergrößerung von 5000fach detailgenau wiederzugeben (Roulet 1987). Da das Verfahren die Proben selbst nicht belastet, können Analysen vor und nach thermischer Wechselbelastung sowie in zeitlich auseinander liegenden Untersuchungsintervallen durchgeführt werden (Grunda 1971, Wilson et al. 1986, Roulet 1987).

#### **5.8.1.13 Quantitative Randanalyse**

Für die erfolgreiche klinische Anwendung ist ein gutes Randverhalten des Komposits eine wichtige Voraussetzung. Nur ein guter Randschluss verhindert die Penetration von Toxinen und anderen Reizstoffen ins Dentin. Von dort ist eine ungehinderte Passage zur Pulpa möglich. Solche Vorgänge können zu einer entzündlichen Reaktion führen. Bei entsprechender Randspaltgröße kann sich nach Besiedelung von Bakterien eine Sekundärkaries ausbilden. Um Restaurationen zu beurteilen, ist die quantitative Randanalyse mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskops in Verbindung mit der Replikatechnik mittlerweile ein Standardverfahren und wird oft in vergleichbaren Studien angewandt. Der Kavitätenrand wird bei 200facher Vergrößerung in Segmenten abgefahren und definierten Randqualitäten zugeordnet. Durch die segmentweise Bewertung und Vermessung relativieren sich Verzerrungen durch falsche Einstellung des Rasterelektronenmikroskops durch die Angabe der Strecken in Längenprozent. Es können kleinste Veränderungen wie Haarrisse an den Übergängen der einzelnen Materialien erfasst und eine hohe Objektivität erzielt werden (Seichter und Herforth 1980, Kusy und Whitley 1985, Roulet et al. 1989). Der Nachteil dieser Methode besteht in der Notwendigkeit im Hochvakuum zu arbeiten. Auch ist eine Besputterung zur Verhinderung von elektrischen Aufladungen notwendig. Als Vorteil ist anzusehen, dass sich biologische und hydrolyseempfindliche Proben mittels Replikatechnik betrachten lassen.

Artefakte, bedingt durch die Probenpräparation und die Untersuchung selbst machen eine Auswertung durch Experten notwendig (Meerbeck 2000). KOSTKA 1997 führt in seinen Untersuchungen aus, dass bei der quantitativen Randanalyse Abschnitte übersehen werden können, die sich bei dem Farbstoffpenetrationstest als Randspalt darstellen.

Die Auswertung wurde auf die sensiblen Bereiche d. h. dem Verlauf der Präparationsgrenze im Dentin und den schwächeren approximalen Schmelzanteilen beschränkt.

Die Auswertung erfolgte für die einzelnen Parameter separat. So konnte die Leistungsfähigkeit des Adhäsives mit den Randqualitäten A und B bestimmt werden. Die Kriterien D und E beschreiben Randspalten, die klinisch das Versagen des adhäsiven Verbundes widerspiegeln.

Die statistische Auswertung erfolgte mit nicht parametrischen Tests, da keine Normalverteilung der Daten vorliegt. Durch die multiplen Einzelmessungen kann die Datenmenge als statistisch ausreichend bezeichnet werden (Bühl und Zöfel 2000).

#### **5.8.1.14 Temperaturwechselbelastung**

Zähne und Füllungsmaterialien sind in der Mundhöhle durch die Aufnahme kalter und heißer Speisen Temperaturschwankungen ausgesetzt (Brown et al. 1972, Morley und Stockwell 1977, Crim et al. 1985). Durch die unterschiedlichen thermischen Expansionskoeffizienten von Füllung und Zahnschubstanz (Bullard et al. 1988), kann es bei thermischer Belastung zu Spannungszuständen kommen, die den adhäsiven Verbund gefährden können (Brown et al. 1972, Feilzer et al. 1987). Als Folge können Randspaltbildungen, Füllungsrand- und Schmelzfrakturen resultieren (Asmussen 1977, Morley und Stockwell 1977, Kollmannsprenger und Venez. 1980, Crim und Mattingly 1981, Staninec et al. 1986, Bowen 1987, Torstenson und Brännström 1988, Momoi et al. 1990).

Die Temperaturwechselbelastung soll die klinische Beanspruchung der Füllung und die Ermüdung der Werkstoffe simulieren (Bauer und Henson 1987, Brown et al. 1972, Crim und Mattingly 1981, Morley und Stockwell 1977). Sie sind als Belastungstest allgemein anerkannt und stellen eine kritische Beurteilungsmethode für Prognosen über die Langlebigkeit von Füllung in vivo dar (Brown et al. 1972, Morley und Stockwell 1977, Crim und Mattingly 1981, Lutz et al. 1984, Crim et al. 1985, Roulet 1987, Bauer und Henson 1987, Schaller et al. 1988, Blunck 1987, Hordt 1990).

MUNKSGAARD et al. (1984) wiesen bereits nach einer Temperaturwechselbelastung von 500 Zyklen (14,5 Sekunden bei 15 und 50 °C eine vermehrte Randspaltbildung auf. KARANIKA-KOUMA und PISSIOTIS (1985) führten nur 100 Zyklen mit ihren Proben durch, die sie Temperaturen zwischen 4 und 58 °C aussetzten. Auch STANINEC et al. (1986) setzten ihre Proben nur 100 Zyklen zwischen 4 und 60 °C aus und konnten erhebliche Randspaltbildung nachweisen. Die Temperaturwechselbelastung ist für in vitro Untersuchungen zur Simulation von klinischer Beanspruchung von Füllungen geeignet (Jones et al. 1979, Crim et al. 1985, Crim und Mattigly 1981). Die Zahl von 2000 Temperaturwechseln scheint somit ausreichend, um Veränderungen im Randverhalten, die auf thermische Belastungen zurückzuführen sind, nachzuweisen. Besonders, wenn thermische Unterschiede von 50 Grad simuliert werden, auf die sich die Proben innerhalb von 30 Sekunden einstellen müssen. HARGRAVES (1983) und CRIM et al. (1985) gehen davon aus, dass diese Art der Temperaturwechselbelastung sogar eine unrealistische Überbeanspruchung der Restauration darstellt und sich innerhalb von 2000 Zyklen die entscheidenden Veränderungen zeigen.

#### **5.8.1.15 Box- und Whiskers- Plots**

Zur Auswertung wurden Diagramme mit Box und Whiskers-Plots eingesetzt, mit denen man univariante Datensätze anzeigen kann.

Die "Box" beschreibt über

- Median und
- Mittelwert einige Lokalisationsmaße (Maße für die mittlere Lage einer Verteilung)

Durch die "Whiskers" wird mit der

- Spannweite ein Dispersionsmaß (Maß für die Variabilität einer Verteilung) angezeigt



Die wichtigsten Eigenschaften einer Verteilung ohne Ausreißer lassen sich bereits mit fünf Werten darstellen (Median, unteres und oberes Quartil, Minimum und Maximum). Die mittleren Balken repräsentieren den Median. Der Median eines Datensatzes ist derjenige Wert, der gleich viele Werte, die größer sind als er, und solche, die kleiner sind als er, voneinander teilt, d.h. er halbiert die Grundgesamtheit.

Die Endbegrenzungen markieren die Extremwerte innerhalb der zweifachen Quartildifferenz oberhalb des 75 und unterhalb des 25 Perzentils. Alle Daten, welche zwischen der inneren und der äußeren Begrenzung (o) und diejenigen außerhalb der äußeren Begrenzung (\*) liegen, werden einzeln eingezeichnet wodurch ein schneller Überblick über extreme Datenwerte (Ausreißer) ermöglicht wird.

Man gewinnt so einen guten Überblick über die zentrale Tendenz und die Variabilität der Daten sowie brauchbare Vergleichsmöglichkeiten für die einzelnen Datenreihen. Diese Präsentation ist im Hinblick auf Fragestellungen zur zentralen Tendenz und der Datenvariabilität mehrerer Datenreihen mithin besser geeignet, als eine Darstellung von Säulendiagrammen bzw. Liniendiagrammen. Es ist zu bedenken, dass statistisch verarbeitete Kennwerte dargestellt werden, und die Komplexität für den Nutzer bereits reduziert ist.

### 5.8.2 Ergebnisse

In dieser Untersuchung wurde der Einfluss einer vereinfachten Applikationstechnik auf die Randqualität keramischer Inlays untersucht. Die Qualität der approximalen Füllungsflächen im Schmelz und Dentin wurde vor und nach einer Temperaturwechselbelastung bewertet. Im Anschluss an die Auswertung des untersuchten Füllungsrandes jeder Einzelprobe ermöglichte der angeschlossene Computer die quantitative Ermittlung des prozentualen Anteils jeder Randqualität zu ermitteln.

In der Literatur werden die Anteile Perfekter Rand zwischen 73 bis 98,5 Prozent angegeben. Hierbei werden die Werte „Exzellenter Rand“ und „Kleine Randunregelmäßigkeiten“ zu einem Wert „Perfekter Rand“ zusammengeführt (Herder 1988, Hübers 1992, Krejci et al. 1992, Mörmann und Krejci 1992, Hannig und Bott 2000). Aufgrund der guten Ergebnisse für schmelzbegrenzende okklusale Füllungen erfolgte die Untersuchung ausschließlich in den strukturell schwachen approximalen Schmelzanteile und dem Dentin.

Auch in dieser Untersuchung wurden die Untersuchungsparameter „Exzellenter Rand“ (Kriterium A) und „Kleine Randunregelmäßigkeiten“ (Kriterium B) als Kriterium für die Leistungsfähigkeit des Dentinadhäsives zugrunde gelegt.

Klinische Misserfolge d. h. insuffiziente Ränder wurden durch die Kriterien D „Haarriss“ und E „Randspalt“ zum Ausdruck gebracht. Dies war ein Hinweis dafür, dass die Adhäsionskräfte zwischen Komposit und Zahn bzw. Komposit und Inlay der Polymerisationsschrumpfung nicht widerstehen konnten.

Durch die Verwendung einer Lupenbrille mit 5facher Vergrößerung konnten die Kriterien C Auswaschung, verursacht durch ein Ausstreichen mit Kerr Applikatoren und Kriterium F Überschuss, vernachlässigt werden. Ein Arbeiten mit dieser Vergrößerung ermöglicht ein weitgehendes fehlerfreies Arbeiten.

Für die Ränder im Dentin zeigt Etch & Prime 3.0, dass es als Bonding-System im Dentin in Kombination mit Inlays effektiv ist, wenn dünne Schichten von Komposit polymerisiert werden. Folglich führt dies zu einem Absenken der zu erwartenden Schrumpfungseffekte bei der Polymerisation.

Ein weiterer positiver Effekt kommt durch den Gebrauch von Glyzerin gel zu stande. Das Glyzerin gel ist in der Lage die Polymerisationsinhibition durch Sauerstoffzutritt zu verhindern. So kann das Befestigungskomposit bis in die obersten Schichten vollständig aushärten. Die erzielten Randqualitäten zeigen bei simuliertem Verschleiß bessere Ergebnisse, als ohne Glyzerin gel<sup>24</sup> (Bergmann et al. 1991). Als weitere Einflussfaktoren können das Befestigungskomposit und die passgenaue Herstellung der Inlays angesehen werden (Locke 1996).

Bei Füllungsrandern im Schmelz wurde festgestellt, dass eine größere Streuung der Messergebnisse in einigen Gruppen nach der Temperaturwechselbelastung jedoch ohne statistische Signifikanz vorlag. Dies lässt vermuten, dass Etch & Prime 3.0 etwas weniger effektiv am Schmelz wirkt (Toledano 2001). Schmelz ist schwerer anzuätzen als Dentin. Das etwas flacherere Ätzmuster kann auch ein Resultat von entweder geringerer Penetration des selbstätzenden Primers in die Schmelzmikroporositäten sein (Perdigao et al. 1997) oder Ausfällungen von Kalzium auf der Schmelzoberfläche verdecken das Ätzmuster und stören das Eindringen des Kunststoffes (Finger und Fritz 1996).

Im Übergangsbereich Befestigungskomposit/Inlay waren die Streuungen der Daten etwas größer als im Bereich Komposit/Schmelz und Komposit/Dentin. Die Ursache könnte darin zu sehen sein, dass die Ränder der Kavität präziser gearbeitet werden können, als die Ränder eines Keramikinlays, die auch noch durch den Ätzbvorgang geschwächt werden. ROULET und HERDER (1989) führten ähnliche Ergebnisse auf. Die von KREJCI et al. (1992) bei Empress-Inlays gefundenen Randspalten zwischen 30 und 40 Prozent an der Grenzfläche Keramik/Komposit bei Rändern die von Schmelz begrenzt waren, konnten nicht bestätigt werden.

Die Untersuchung ergab keine klinisch relevanten Unterschiede zwischen den geprüften Inlaymaterialien.

Die gute Randqualität wird charakterisiert durch hohe Anteile von „Exzellenten Rändern“. In allen Gruppen wurden so gut wie keine Randspalten festgestellt.

## **5.9 Schlussfolgerungen**

Aus den Ergebnissen dieser Studie lassen sich folgende Schlussfolgerungen ableiten:

- Der Zeitpunkt der Aushärtung des Bonding-Materials, d. h. vor oder nach der Inlayeingliederung hat keine Auswirkung auf die Randqualität der Inlays.
- Die Wahl des Inlaymaterials hatte keinen Einfluss auf die Randqualität in dieser Versuchsreihe.
- Etch & Prime 3.0 stellt ein effektives Bonding-Material bei der Eingliederung von keramischen Inlays dar, deren Ränder sich im Schmelz und oder Dentin befinden.
- Mit der vereinfachten Applikationstechnik können akzeptable Randqualitäten in schmelz- und dentinbegrenzenden Füllungsändern erzielt werden.

## **6 Farbstoffpenetrationstest**

### **6.1 Einleitung**

Füllungen bzw. Restaurationen sollten als Ersatz von verlorengegangener Zahnhartsubstanz die Pulpa vor eindringenden Noxen schützen. Dies wird am besten dadurch gewährleistet, wenn die Restaurationen möglichst randdicht abschließen. Bei Randspalten kann es zu Perkolationseffekten mit postoperativer Sensibilität (Brännström 1986) und entzündlicher Veränderung der Pulpa bis hin zu deren Absterben kommen (Brännström und Nyborg 1971, Brännström und Nyborg 1973, Brännström und Vojinovic 1976, Bergenholz 1977, Ben Amer und Cardash 1991). Ebenso können eindringende Bakterien eine Sekundärkaries verursachen (Eriksen und Pears 1978, Goldberg et al. 1981, Fontana et al. 1996).

### **6.2 Literaturübersicht**

Eine der ältesten Methoden, um die Randdichtigkeit von Füllungen zu beurteilen ist der Farbstoffpenetrationstest (Witzel 1900, Rühle 1922, Grossmann 1939, Fischer 1949). Bei der einfachsten Version ist nach Auftrag der eingedrungene Farbstoff in den oberflächlichen Anteilen des Randspaltes zu erkennen. Der Zahn und die Füllung bleiben bei diesem Verfahren erhalten (De Trey und Lutz 1977, Tsuchiya et al. 1986).

Der Farbstoffpenetrationstest ist die am häufigsten angewandte funktionelle Untersuchungsmethode. Mit Hilfe von Farbstoffen wie z.B. Anilinfarbstoff, Eosin, basisches Fuchsin, Methylviolett und andere (Going 1972, Roulet und Rang 1985, Taylor und Lynch 1992) können selbst kleinste Spalten nachgewiesen werden. Als Nachteil dieses Verfahrens ist es jedoch anzusehen, dass die Entwicklung der Randmorphologie nicht möglich ist, da die Probe in der Regel zer-

stört werden muss. Um das Eindringen des Farbstoffes an der freiliegenden Grenzfläche zu messen, werden von den Proben Querschnitte senkrecht zur Oberfläche angefertigt. Die Querschnitte erfolgen entweder als einmaliges Durchsägen, Serienschnitte, Abschleifen oder schichtweise Abschleifen der Zahnschubstanz. Von FORSTEN et al. (1982) wird auch ein Verfahren beschrieben, bei dem die Untersuchung der Grenzfläche Füllung / Zahn nach Zerbrechen des Zahnes erfolgt.

Eine Untersuchung des gesamten Randes ist aufgrund der Vielzahl von erforderlichen Schnitten bei mehrflächigen Füllungen nicht durchführbar (Going 1972, Roulet und Rang 1985, Ferracane et al. 1992, Taylor und Lynch 1992, Brackett et al. 1997, Yap et al. 2000).

Eine Einbeziehung der Füllungsfläche über die gesamte Randlänge wird nur möglich, wenn die Schnitte parallel zur Oberfläche vorgenommen werden. Dies ist höchstens an einflächigen Füllungen möglich (Forsten 1977, Kemna 1989, Seekamp 1991, Rauch et al. 1996).

In anderen Untersuchungen werden die Proben nach Anfärben des Randspaltes, demineralisiert (Marinelli und Eichmiller 1993) oder bei der Verwendung von Resorcin-Formaldehyd-Harz als Farbstoff völlig aufgelöst (Kajimoto et al. 1988). In dem von DOUGLAS und ZAKARIASEN (1981) vorgestellten Verfahren kommt es ebenfalls zu einer Auflösung der Proben. Der Farbstoff wird nach Filtration quantitativ photometrisch bestimmt. Diese Methode ermöglicht keine Angabe darüber wo und wie tief der Farbstoff eingedrungen ist.

Eine andere Methode beschreiben DERKSON et al. (1986) die die Farbstofflösung vom Pulpenkavum via Perfusion über das Dentin austreten lassen. Weitere Autoren verwenden ebenfalls das Farbstoffrückdiffusionsverfahren, in dem sie auf dem Kavitätenboden eine definierte Menge Farbstoff platzieren und den Austritt in Abständen photometrisch bestimmen (Shen Sarrett 1992).

Ein weiteres Verfahren, bei dem eine zerstörungsfreie Randdichtheit untersucht werden kann, wurde von HOFMANN et al. (1996) beschrieben. Hierbei werden die mit Restaurationen versehenen extrahierten Zähne für 24h in 1%  $\text{Fe[III]}_2(\text{SO}_4)_2$  eingelegt. Während dieser Zeit können die Eisen[III]-Ionen in eventuell vorhandene Randspalten diffundieren. Anschließend werden die Proben vorsichtig abgespült und mit 1% Agar-Gel mit 0,1%  $\text{K}_4(\text{Fe[II]}(\text{CN})_6)$  überschichtet. Falls Randspalten vorhanden sind, diffundieren nun die  $\text{Fe[III]}$ -Ionen in das Gel zurück und werden dort als dunkelblauer Farbniederschlag (Berliner Blau Reaktion) nachgewiesen. Die Farbreaktion wird auf einen Diafilm dokumentiert und mit Hilfe eines Bildverarbeitungsprogramms quantifiziert. Im Gegensatz zum konventionellen Farbstoffpenetrationstest, der ein Zersägen und damit die Zerstörung der Probe erfordert, kann der Geldiffusionstest mehrfach an der gleichen Probe, z. B. vor und nach Temperaturwechselbelastung durchgeführt werden.

Im Allgemeinen, werden jedoch die mit Füllungen versorgten extrahierten Zähne in eine Farbstofflösung eingelegt, um ein Diffundieren in die potentiellen Spalten zu ermöglichen. Im Anschluss erfolgt nach Anfertigung von Schnitten die Auswertung der Proben.

Ziel dieser Studie war es, den Einfluss einer vereinfachten Applikationstechnik auf die Randqualität keramischer Inlays zu untersuchen

Im Einzelnen sollte festgestellt werden:

- Besteht ein Unterschied in der Randqualität zwischen Cerec- und Empress-Inlays deren Füllungsråder sich im Schmelz und Dentin befinden, wenn das Bonding-Material vor dem Eingliedern der Inlays polymerisiert wurde?
- Besteht ein Unterschied in der Randqualität zwischen Cerec- und Empress-Inlays deren Füllungsråder sich im Schmelz und Dentin befinden, wenn das Bonding-Material nach dem Eingliedern der Inlays polymerisiert wurde?
- Ist mit der vereinfachten Applikationstechnik ein akzeptabler Randschluss im Schmelz und Dentin zu erzielen?

## **6.3 Material und Methode**

### **6.3.1 Auswahl und Vorbereitung der Zähne**

Als Untersuchungsgut wurden die 32 Prämolaren nach Schichtdickenmessung und quantitativen Randanalyse verwandt. Die untersuchten Flächen entsprachen denen der quantitativen Randanalyse. Alle anderen Anteile des Zahnes und der Füllung wurden mit zwei Schichten Lack<sup>36</sup> abgedeckt. Der Abstand zum Inlayrand betrug ca. einen Millimeter.



### 6.3.2 Farbstoffpenetration

Bei Raumtemperatur (22 °C) wurden die Zähne für 24 Stunden in eine 0,5%ige wässrige Lösung von basischem Fuchsin gelagert.

### 6.3.3 Schnittführung

Nach Abspülen der Zähne und Entfernen des Lackes erfolgte eine Einbettung der Zähne in Kunststoff, um sie in der Mikrosäge einspannen zu können. Für die Beurteilung der Farbstoffpenetration im Schmelz wurde eine horizontale Schnittebene einen Millimeter über der Schmelz-Dentin-Grenze gewählt. In der Abbildung 25 sind die sich so ergebenden acht Untersuchungsbereiche dargestellt. Durch die Schnittführung ergaben sich 256 Messstellen für den Schmelz, d.h. 64 Messstellen je Gruppe.

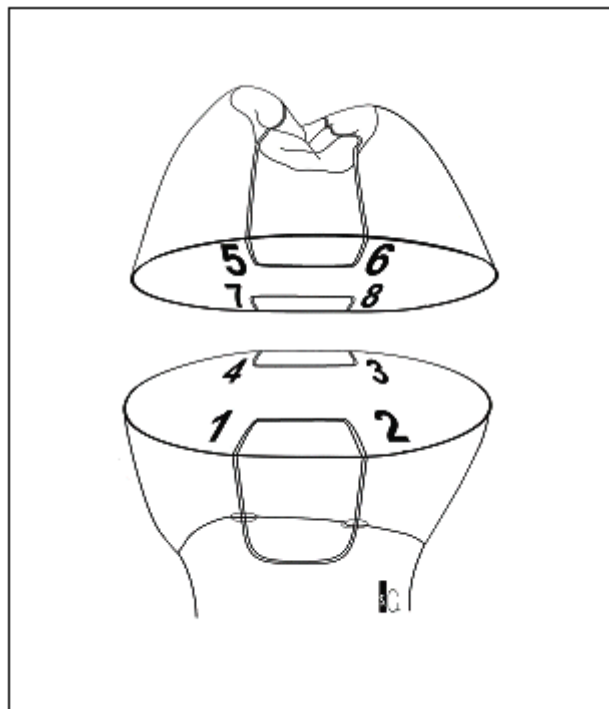
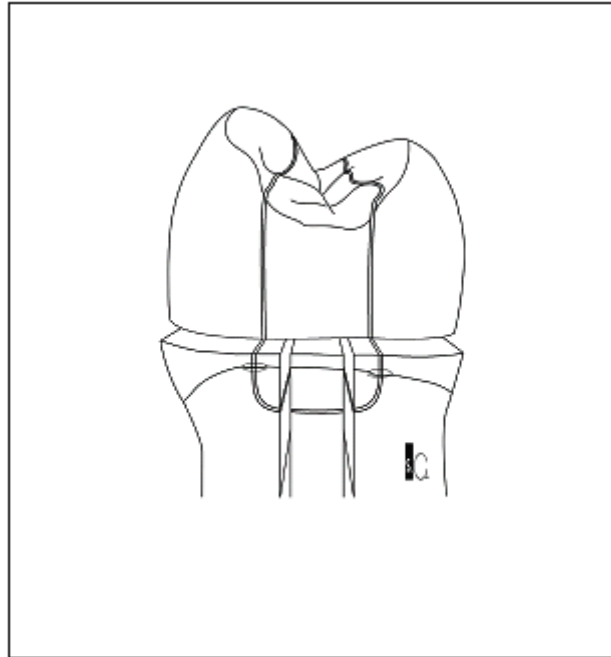
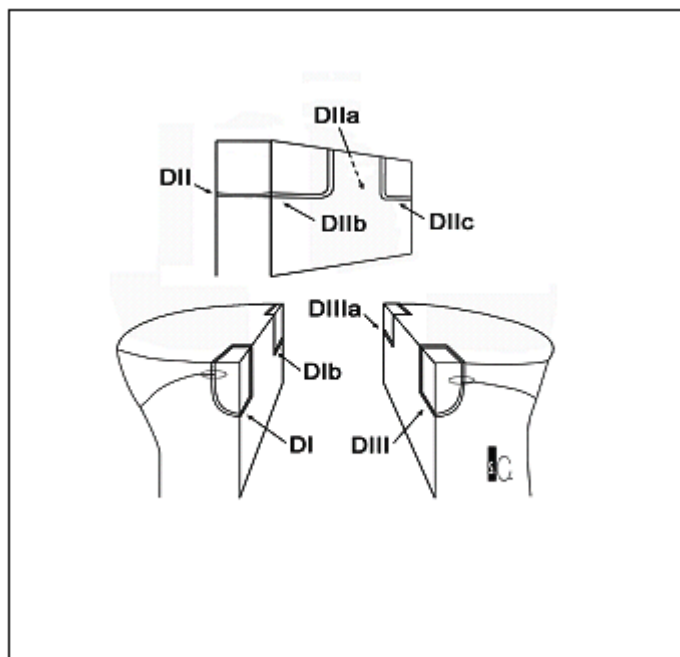


Abb. 25: Horizontale Schnittführung im Schmelz.



**Abb. 26: Vertikale Schnittführung durch den approximalen Kasten im Dentin.**



**Abb. 27: Untersuchungsflächen im Dentin.**

Im Dentin wurden zwei vertikale parallele Schnitte durch den approximalen Kasten angelegt. Daraus resultierten ebenfalls 256 zu beurteilende Flächen (Abb. 26 und Abb. 27) für das Dentin und 64 Messstellen je Gruppe.

Die Sägeschnitte wurden mit einer Diamantdrahtsäge<sup>37</sup> unter Wasserkühlung mit einem 300 µm breiten Sägeband angefertigt.

#### **6.3.4 Auswertung des Farbstoffpenetrationstestes**

Mit einer Schliffpresse<sup>39</sup> erfolgte die senkrechte Ausrichtung der Proben zur Betrachtungsebene. Bei einer 40fachen Vergrößerung erfolgte die Auswertung mit einem Stereomikroskop<sup>38</sup>. Die Messungen wurden mehrfach vorgenommen.

Die Beurteilung erfolgte nach folgenden Kriterien

Keine Farbstoffpenetration	= 0,00 mm
Farbstoffpenetration	< 0,25 mm
Farbstoffpenetration	< 0,50 mm
Farbstoffpenetration	< 0,75 mm
Farbstoffpenetration	< 1,00 mm
Farbstoffpenetration	< 1,25 mm
Farbstoffpenetration	< 1,50 mm
Farbstoffpenetration	< 1,75 mm
Farbstoffpenetration	< 2,00 mm
Farbstoffpenetration	< 2,25 mm
Farbstoffpenetration	< 2,50 mm
Farbstoffpenetration	< 2,75 mm
Farbstoffpenetration	< 3,00 mm
Farbstoffpenetration	< 3,25 mm

### **6.3.5 Statistische Auswertung**

Die Daten wurden mit dem Kolmogorov-Smirnov- und dem Kruskal-Wallis-Test unter Verwendung des PS-Statistik<sup>40</sup> Programm ausgewertet. Das Signifikanzniveau wurde bei allen Tests auf  $p < 0,05$  festgelegt.

## 6.4 Ergebnisse

### 6.4.1 Farbstoffpenetration im Schmelz

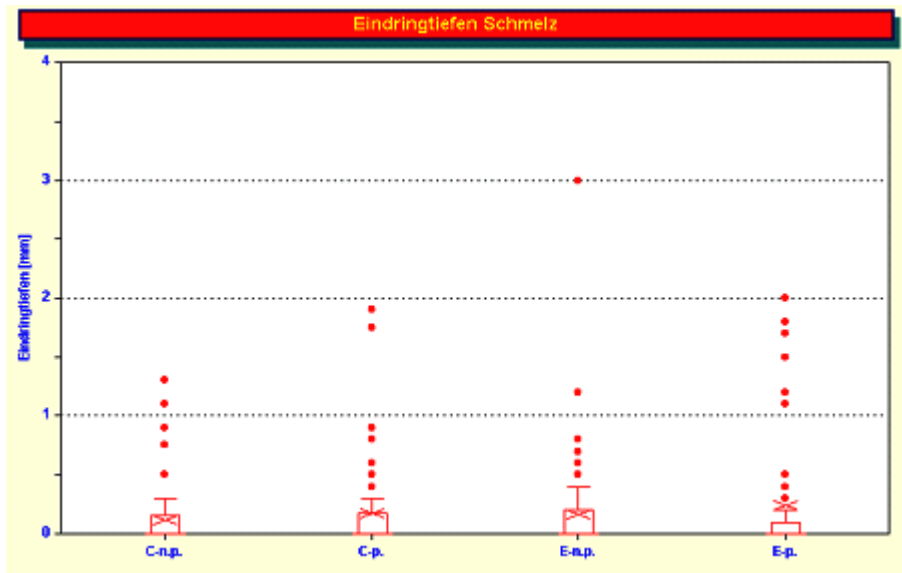


Abb. 28: Farbstoffpenetration im Schmelz ( $p < 0,05$ ).

Für die einzelnen Inlayarten und Eingliederungsverfahren konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

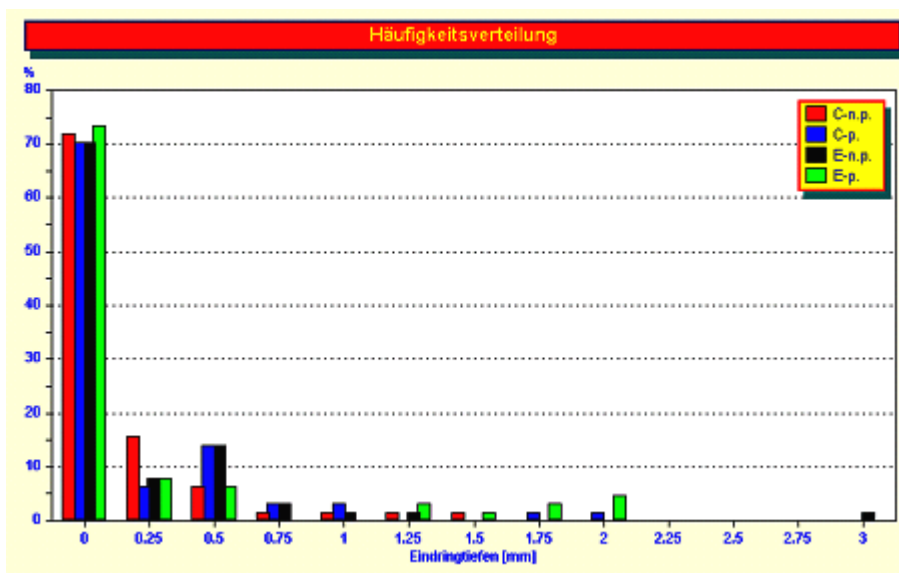


Abb. 29: Farbstoffpenetration im Schmelz. Häufigkeitsverteilung der Eindringtiefen ( $p < 0,05$ ).

Im Schmelz wiesen 71 Prozent der Ränder einen dichten Randschluss auf.

## 6.4.2 Farbstoffpenetration im Dentin

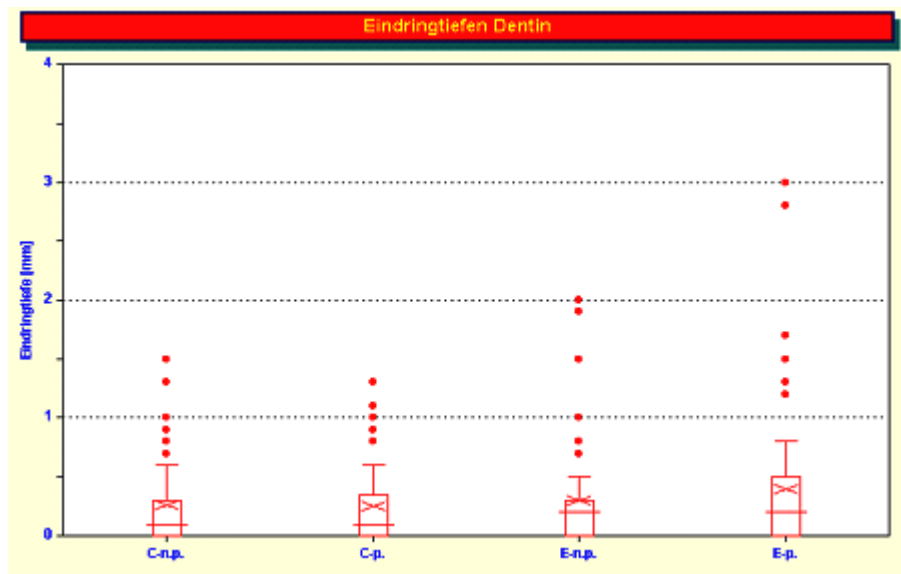


Abb. 30: Farbstoffpenetration im Dentin ( $p < 0,05$ ).

Die Eindringtiefen im Dentin zeigten für beide Eingliederungsverfahren und Inlayarten keine signifikanten Unterschiede. Insgesamt lagen höhere Eindringtiefen als im Schmelz vor.

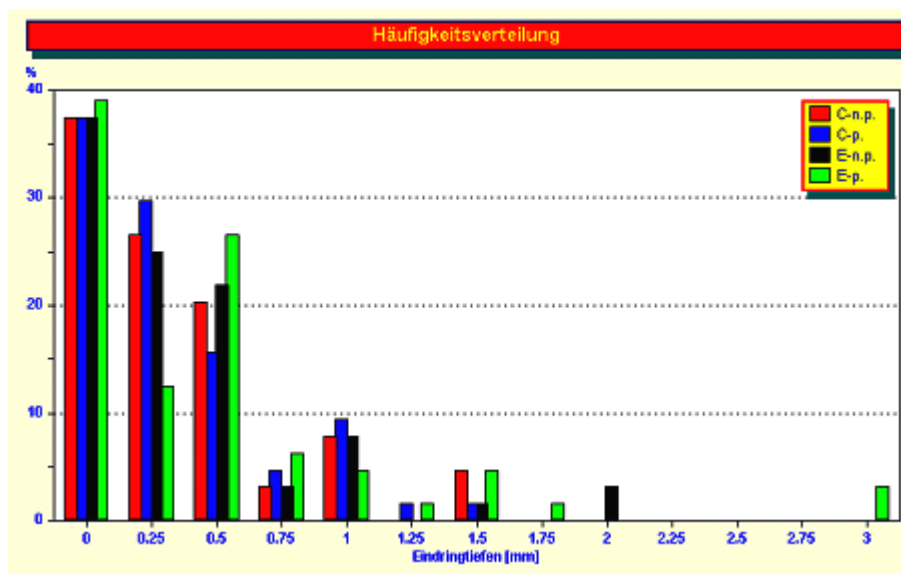


Abb. 31: Farbstoffpenetration im Dentin. Häufigkeitsverteilung der Eindringtiefen ( $p < 0,05$ ).

Der Anteil an dichten Rändern im Dentin betrug 38 Prozent. Ein Vergleich der Farbstoffpenetration im Schmelz und Dentin unabhängig von der angewandten Eingliederungsart und des Inlaytyps, zeigt bessere Randqualitäten im Schmelz als im Dentin.

## **6.5 Diskussion**

### **6.5.1 Material und Methode**

Der Farbstoffpenetrationstest ist die am häufigsten angewandte funktionelle Untersuchungsmethode. Er stellt eine strenge Untersuchungsmethode dar, mit dem selbst kleinste Spalten nachgewiesen werden können (Going 1972, Roulet 1975, Dumsha und Biron 1984). Vergleicht man die Größe der organischen Farbstoffmoleküle mit der Größe der Bakterien so sind diese mit  $10^{-9}$  mm um drei Zehnerpotenzen kleiner als Bakterien (Pashley und Livingston 1978). Somit können die Farbstoffmoleküle weiter als Bakterien eindringen, wobei jedoch nicht bekannt ist, wie viele Farbmoleküle vorhanden sein müssen, um sie erkennen zu können. Eine eindeutige Korrelation zwischen der Penetration basischer Fuchsinlösung und der von Bakterien ist nicht nachgewiesen. Klinisch ist das Eindringen von Bakterien in Randspalten relevant (Brännström und Nyborg 1971, Brännström und Vojinovic 1976, Bergenholz 1977).

Als Farbstoffe kommen z.B. Anilinfarbstoff, Eosin, basisches Fuchsin, Methylviolet und andere (Going 1972, Roulet und Rang 1985, Taylor und Lynch 1992) zum Einsatz.

Die gesamte Zahnoberfläche wurde bis auf einen Bereich von ca. einem Millimeter um die zu untersuchenden Füllungsanteile mit zwei Schichten Lack<sup>36</sup> abgedeckt. So sollte verhindert werden, dass die Farbstofflösung an anderen als den geplanten Stellen penetriert. Insbesondere galt es das großflächige Ein-

dringen über die eröffneten Dentintubuli an der Wurzeloberfläche, über Schmelzsprünge oder das Foramen apikale, zu vermeiden. Die untersuchten Flächen entsprachen denen der quantitativen Randanalyse.

Grundsätzlich lässt sich die Dentinoberfläche in diesem Versuchsaufbau nicht absolut trocknen und die Möglichkeit von Artefakten ist durch eine unterschiedliche Haftung des Lackes gegeben (Roulet und Michellod 1984, Kostka 1977).

Vergleichende Untersuchungen von Proben, die konstanter Temperatur und Proben, die Temperaturlastwechselbelastungen ausgesetzt waren, zeigen erhebliche Unterschiede im Randverhalten (Crim und Mattigly 1981). Die Randdichtigkeit wurde nach der thermischen Wechselbelastung mittels der Farbstoffpenetration untersucht, um eine frühzeitige Zerstörung der Proben zu vermeiden.

### **6.5.2 Schnittführung**

Von den Proben wurden Querschnitte senkrecht zur Oberfläche angefertigt, um die Eindringtiefe des Farbstoffes an der freiliegenden Grenzfläche zu messen. Es lag für die einzelnen Befestigungsverfahren, Inlaymaterialien, Dentin und Schmelz jeweils die gleiche Anzahl an zu untersuchenden Flächen, zur Verfügung. Die Auswertung von einzelnen Querschnitten – hier 64 Messstellen je Gruppe – ergibt nur eine Stichprobe aus dem gesamten Füllungsrand. Eine Einbeziehung der gesamten Randlänge ist nur bei einflächigen Füllungen möglich, da nur so die Schliffebene parallel zur Oberfläche durchgeführt werden kann (Forsten 1977, Kemna 1989, Seekamp 1991, Rauch et al. 1996). Die Anzahl der erforderlichen Schnitte wäre unendlich groß (Going 1972, Roulet und Reng 1985, Ferracane et al. 1992, Taylor und Lynch 1992, Brackett et al. 1997, Yap et al. 2000), deshalb wurde auf Serienschnitte verzichtet.



### 6.5.3 Auswertung

Die Messungen wurden mehrfach zum Minimieren von Fehlern vorgenommen. Mit einer Schliffpresse<sup>39</sup> erfolgte die senkrechte Ausrichtung der Proben zur Betrachtungsebene. So wurden Messfehler aufgrund von Verzeichnungen vermieden. In der Literatur wird auch die Bewertung von mehreren Untersuchern beschrieben (Wenner et al. 1988, Prati 1989, Mathis et al. 1990). Eine subjektive Komponente hinsichtlich der Auswertung bleibt bestehen.

Um die einzelnen Strukturen gut erkennen zu können, erfolgte die Auswertung mit einem Stereomikroskop<sup>38</sup> bei 40facher Vergrößerung. Bei dieser Vergrößerung war es gut möglich, zwischen den einzelnen Strukturen (Schmelz, Dentin, Komposit und Inlay) zu differenzieren. In einigen Fällen war es sehr schwierig, das Ende der Farbstoffpenetration zu erkennen, da hier ein Farbschleier vorlag. Eine mögliche Ursache kann die dreidimensionale Penetration des Farbstoffes in die Dentintubuli auch vom Spalt aus sein. Die in die unterhalb der betrachtenden Schnittebene befindliche Farbe schimmert dann durch. Auch ist es möglich, dass die absolute Farbmenge so gering war, dass dieser Effekt auftrat. Weiterhin können sich auch kleine Farbstoffpartikel in intakte Verbindungen einlagern. SANO et al. (1995) konnten nachweisen, dass eine Diffusion von kleinen Ionen oder Molekülen stattfinden kann, obwohl ein spaltfreier Verbund vorlag. Die Penetration findet in solchen Fällen innerhalb der Grenzschicht des demineralisierten Dentins und der Hybridschicht statt. Diese Hohlräume werden als „Nanoleakage“ bezeichnet.

Auch ein Auswaschen des Farbstoffes während des Schnittes kann zu geringen Farbstoffspuren führen. Einige Autoren arbeiten deshalb mit Kühlmedien, in denen der Farbstoff nicht löslich ist z.B. Paraffinöl (Roulet 1976, Krejci. und Lutz 1991) oder arbeiten trocken (Castagnola 1950, Christen und Mitchell 1966, Seekamp 1991, Rauch et al. 1996). Die teilweise schlecht zu erkennende Penetration des Farbstoffes birgt eine subjektive Komponente. Dieses Problem ist

bekannt und wird in der Literatur beschrieben (Wenner et al. 1988, Prati 1989, Mathis et al. 1990).

Der Nachteil dieses einfachen und effektiv durchzuführenden Verfahrens ist, dass eine Untersuchung der Entwicklung der Randmorphologie z.B. vor und nach der Temperaturwechselbelastung nicht möglich ist, da die Probe zerstört werden muss.

#### **6.5.4 Ergebnisse**

Die Eindringtiefen wurden auf die Gesamtzahl der ausgewerteten Schnittebenen, unabhängig von Ihrer Zugehörigkeit zu den einzelnen Zähnen, für jede Gruppe ausgewertet.

Die Farbstoffpenetration wies eine deutliche Abhängigkeit von dem untersuchten Randbereich auf. In den Abbildungen 28 bis 31 ist die Verteilung der Eindringtiefen dargestellt. Der Anteil an dichten Rändern ist im Schmelz höher als im Dentin. Zwischen den Inlayarten und Eingliederungsverfahren konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Die Ergebnisse für einen völlig dichten Rand im Schmelz lagen im Bereich anderer Autoren (Kirchberg 1990, Kostka et al. 1991, Stoll et al. 1999) teilweise auch darunter (Roulet et al. 1988, Noack und Roulet 1992). Eine mögliche Ursache ist darin zu sehen, das Etch & Prime 3.0 wahrscheinlich etwas weniger effektiv am Schmelz wirkt (Toledano 2001, Perdigao et al. 1997) oder dass der Keramik-Kompositverbund stärker als der Schmelz-Kompositverbund ist (Roulet und Söderholm 1991).

Die eingeschränkte Randdichtheit im Dentin kann ebenfalls mit dem hohen Keramik-Kompositverbund begründet werden. Auch wenn durch die Inlaytechnik geringere Schichtdicken als bei Kompositfüllungen polymerisiert werden, zeigte FEILZER et al. (1989), dass eine erhöhte Schrumpfung dünner Schichten beim Polymerisieren auf Spannungen zurückzuführen sind, die beim Polymerisieren

entstehen. Die Ergebnisse für dichte Ränder im Dentin entsprachen denen von KIRCHBERG (1990).

Die Auswertung war in einigen Fällen durch einen leichten Schleier, der das Ende der Farbstoffspur verdeckte, erschwert.

In dem schmalen Bereich freiliegenden Wurzeldentins zwischen Abdecklack und Füllungsrand war bei einigen Zähnen eine Farbstoffpenetration in apikaler Richtung zu erkennen. Dies führte zu keiner Beeinträchtigung der Auswertung.

In einzelnen Fällen waren feine Schmelzsprünge zu erkennen, durch die der Farbstoff penetriert, jedoch die Analyse des Ergebnisses nicht beeinträchtigte.

Die Resultate des Farbstoffpenetrationstestes gestatten keinen unmittelbaren Vergleich mit den bei der quantitativen Randanalyse ermittelten Werten, da die mehr oder weniger zufällige Schnittführung und die ausgewerteten Flächen je Probe nur eine Übersicht darstellen können. Die Ergebnisse können nur als eine Tendenz bzw. einen Hinweis auf die klinische Anwendung geben. Durch die Beschränkung auf eine geringe Schnitzzahl besteht die Gefahr, eine nicht repräsentative Stichprobe auszuwerten. Neben dem möglichen Auswaschen oder Verschleppen des Farbstoffes ist die Korrelation zwischen Farbstoff- und Bakterienpenetration nicht abschließend geklärt (Finger 1988).

Durch die Simulation der klinischen Bedingungen ist der Aussagewert von in vitro Untersuchungen stets begrenzt. Besonders die Reinigung der Zähne und die Ausarbeitung der Füllungsänder sind unter klinischen Bedingungen bei subgingivalen approximalen Füllungsändern erschwert. Bei in vivo Untersuchung kann es durch intensive Ausarbeitung zu einer größeren Freilegung von Dentintubuli kommen, in die anschließend der Farbstoff penetrieren kann. Auch die Dentinqualität kann die Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstest beeinflussen. Faktoren wie das Alter des Zahnes, Vorgeschichte, Größe der Tubuli und Extraktionszeitpunkt können individuell die Dentinhaftung beeinflussen (Kostka et al. 1991).

Die uneinheitlichen Klassifizierungen der Eindringtiefen, die Vielzahl von Farbstoffen in unterschiedlichen Konzentrationen und Einwirkzeiten sowie Schnittebenen erschweren einen direkten Vergleich mit anderen Untersuchungen.

Der Kolmogorov-Smirnov Test auf Normverteilung ergab keine Normverteilung. Die Auswertung erfolgte daher mit dem nichtparametrischen Kruskal-Wallis-Test, der als eine Verallgemeinerung des Wilcoxon-Tests auf mehrere Gruppen betrachtet werden kann.

## **6.6 Schlussfolgerungen aus dem Farbstoffpenetrationstest**

Innerhalb der Grenzen dieser Studie kann folgendes festgestellt werden.

- Es besteht kein Unterschied in der Randqualität zwischen Cerec- und Empress-Inlays deren Füllungsråder sich im Schmelz und Dentin befinden, wenn das Bonding-Material vor dem Eingliedern der Inlays polymerisiert wurde
- Die Polymerisation des Bonding-Materials nach dem Eingliedern der Cerec- und Empress-Inlays deren Füllungsråder sich im Schmelz und Dentin befinden, ergab kein Unterschied in der Randqualität.
- Zwischen den beiden Inlaymaterialien besteht kein Unterschied hinsichtlich der Randqualität.
- Unabhängig von der Applikationstechnik lassen sich im Schmelz 71 und im Dentin 38 Prozent dichte Ränder erzielen.

## **7 Schlussfolgerungen gesamt**

Innerhalb der Grenzen dieser Studie kann davon ausgegangen werden, dass:

- Der Zeitpunkt der Aushärtung des Bonding-Materials, d. h. vor oder nach der Inlay Eingliederung hat keine Auswirkung auf die Passung der Inlays.
- Etch & Prime 3.0 ist ein effektives Bonding-Material für Dentin und Schmelz in Zusammenhang mit dem Eingliedern von keramischen Inlays.
- Die Art des Inlays hatte keinen Einfluss auf die Randqualität in dieser Versuchsreihe.
- Dieses neue Verfahren kann als eine weitere Vereinfachung bei der Eingliederungstechnik von keramischen Inlays angesehen werden.

## 8 Literaturverzeichnis

1. Adair P, Bell B, Pameijer CH:  
Casting technique of machinable glass ceramics.  
J Dent Res 59: 475 Abstr. No 883, 1980.
2. Adair PJ, Grossmann DG:  
The castable ceramic crown.  
Int J Periodontics Restorative Dent 4: 32-46, 1984.
3. Albers HF:  
Tooth-colored restoratives.  
In: Tooth-Colored Restoratives Alto Books, Santa Rosa, CA, 1996.
4. Alexander AG:  
Periodontal aspects of conservative dentistry.  
Brit Dent J 123: 542-543, 1967.
5. Alexander AG:  
Periodontal aspects of conservative dentistry.  
Brit Dent J 125: 111-114, 1968.
6. Alhadainy HA, Abdalla AI:  
2 year clinical evaluation of dentin bonding systems.  
Am J Dent 9: 77-79, 1996.
7. Amsberry W, Fraunhofer von HA, Hoots J, Rodgers H:  
Marginal leakage of several acid-etched composite resin restorative systems.  
J Prosthet Dent 52: 647-653, 1984.
8. Aquilino SA, Williams VD, Leary JM:  
The effect of storage time on dentinal adhesive bond strengths.  
J Dent Res 66: 292 Abstr. No 1483, 1987.
9. Asmussen E:  
Marginal adaptation of resins in acid etched cavities.  
Acta Odontol Scand 35: 125-133, 1977.
10. Asmussen E:  
Der Einfluss der Vorpolymerisation auf die Härte von Photopolymerisation.  
Dtsche Zahnärztl Z 39: 968-969, 1984.

11. Asmussen E, Jørgensen KD:  
A microscopic investigation of the adaptation of some plastic filling materials to dental cavity walls.  
*Acta Odontol Scand* 30: 3-21, 1972.
12. Asmussen E, Munksgaard EC:  
Adhesion of restorative resins to dentinal tissues.  
In: Vanherle G, Smith DC (eds). *Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials*. St. Paul, MN Utrecht, The Netherlands, P. Szneck Publishing Co: 217-229, 1985.
13. Asmussen E, Uno S:  
Adhesion of restorative resins to dentin: chemical and physiochemical aspects.  
*Oper Dent Supplement* 5: 68-74, 1992.
14. Atmadja G, Bryant RW:  
Some factors influencing the depth of cure of visible light-activated composite resins.  
*Aus Dent J* 35: 213-218, 1990.
15. Audenino G, Bresciano ME, Bassi F, Carossa S:  
In vitro evaluation of fit of adhesively luted ceramic inlays.  
*Int J Prosthodont* 12: 342-347, 1999.
16. Baier RE:  
Principles of adhesion.  
*Oper Dent* 17: 1-9, 1992.
17. Bailey LF, Bennett RJ:  
Dicor surface treatments for enhanced bonding.  
*J Dent Res* 67: 925-931, 1988.
18. Barkmeier WW, Shaffer SE, Gwinnett AJ:  
Effect on 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology.  
*Oper Dent* 11: 111-116, 1986.
19. Barnes IE:  
Replication techniques for the scanning electron microscope. 1. History, materials and techniques.  
*J Dent* 6: 327-341, 1978.
20. Bauer JG, Henson JL:  
Microleakage: A measure of the performance of direkt filling materials.  
*Oper Dent* 9: 2-9, 1987.



21. Beech DR:  
Adhesion in the oral environment: biophysical and biochemical considerations.  
Int Dent J 28: 338-347, 1978.
  
22. Beech DR, Tyas MJ, Solomon A:  
Post-extraction time and bonding of Scotchbond/TM and glass ionomer to dentin.  
J Dent Res: 476 Abstr. No 44, 1986.
  
23. Ben Amer A, Cardash HS:  
The fluid-filled gap under amalgam and resin composite restorations.  
Am J Dent 4: 226-230, 1991.
  
24. Bergenholz G:  
Effect of bacterial products on inflammatory reactions in the dental pulp.  
Scand J Dent Res 85: 122-128, 1977.
  
25. Bergmann ME:  
Swedish experiences with Cerec-method.  
In. Mörmann WH, (ed.): State of the art of the Cerec-method. International symposium on computer restorations, Quintessence Chicago: 309-314, 1991.
  
26. Bergmann P, Noack MJ, Roulet JF:  
Marginal adaption with glass-ceramic-inlays adhesively luted with glycerine gel.  
Quintessence Int 22: 739-744, 1991.
  
27. Binon P:  
The Effect of Implant/Abutment hexagonal Misfit on Screw Joint Stability.  
Int J. Prosthodont 9: 149-160, 1996.
  
28. Björn AL, Björn H, Grkovic B:  
Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. Part I: Metal fillings.  
Odontologisk Revy 2: 311-322, 1969.
  
29. Björn AL, Björn H, Grkovic B:  
Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. Part II: Crowns.  
Odontologisk Revy 21: 337-346, 1970.
  
30. Blackman R, Barghi N, Duke E:  
Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement.  
J Prosthet Dent 63: 295-300, 1990.

31. Bleiholder RF, Pijawaka JP, Jurecic A:  
Filler/binder interaction in dental composites.  
J Dent Res 53: 151 Abstr. No 387, 1974.
  
32. Blunck U:  
Der Einfluss von Dentinhaftmitteln auf die marginale Adaptation von Kompositfüllungs-  
rändern im Dentin in vitro.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1987.
  
33. Blunck U:  
Rasterelektronische Beurteilung von Kompositfüllungen im Dentin in vitro.  
Dtsch Zahnärztl Z 43: 939-943, 1988.
  
34. Blunck U:  
Vergleich zweier Kavitätenformen für die Prüfung der Wirksamkeit von Dentinhaftmit-  
teln.  
Dtsch Zahnärztl Z 44: 513-516, 1989.
  
35. Blunck U:  
Dentinhaftmittel und Kompomere.  
Quintessenz 47:19-35, 1996.
  
36. Blunck U, Haller B:  
Klassifikation von Bondingsystemen.  
Quintessenz 50: 1021-1033, 1999.
  
37. Blunck U, Roulet J-F:  
In vitro marginal quality of dentin-bonded composite resins in Class V cavitiess.  
Quintessece Int 20: 407-412, 1989.
  
38. Böttger H, Rosenbauer KA, Pospiech P:  
Vergleichenden rasterelektronenmikroskopischen Randspaltmessungen von verblende-  
ten und unverblendeten Metallkronen und dicor-Glaskeramikkronen.  
Zahnärztl Welt 95: 445-450, 1988.
  
39. Bowen RL:  
Compatibility of various materials with oral tissues I: Ther components in composite res-  
torations.  
J Dent Res 58: 1493-1503, 1979.
  
40. Bowen RL:  
Reduction of mikroleakage around composite restorations.  
J Dent Res 66: 246 Abstr. No 1117, 1987.

41. Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE:  
Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening.  
J Am Dent Assoc 106: 475-477, 1983.
  
42. Boyer DB, Torney D L:  
Microleakage of amalgam restorations with high copper content.  
J Am Dent Assoc 99: 199-202, 1979.
  
43. Brackett WW, Gilpatrick RO, Gunnin BS:  
Effect of finishing method on the microleakage of class V resin composite restorations.  
Am J Dent 10: 189-191, 1997.
  
44. Brandestini M, Mörmann W, Lutz F, Krejci I:  
Computer machined ceramic inlay. In vitro marginal adaptation.  
J Dent Res 64: 208 Abstr. No 305, 1985.
  
45. Brännström M:  
The cause of postrestorative sensitivity and its prevention.  
J Endodont 12: 475-481, 1986.
  
46. Brännström M, Nyborg H:  
The presence of bacteria in cavities filled with silicate cement and composite resin materials.  
Swed Dent J 4: 149-155, 1971.
  
47. Brännström M, Nyborg H:  
The protective effect of a liner applied as a thin film beneath deep composite resin fillings.  
Odontol Revy 13: 335-340, 1973.
  
48. Brännström M, Vojinovic O:  
Response of the dental pulp to invasion of bacteria around three filling materials.  
J Dent Child 43: 83-89, 1976.
  
49. Breustedt A, Felgentreff K, Wandelt D:  
Silane als Haftvermittler zwischen dentalkeramischen Massen und Dental-Kunststoffen und Möglichkeiten für ihre Anwendung in der protetischen Stomatologie. Teil II Experimentelle Untersuchungen über die Haftfestigkeit der Verbindung.  
Dtsch Stomatol 22: 676-682, 1972.
  
50. Brockhaus Enzyklopädie:  
Brockhaus GmbH Bnd. 1 19 Aufl. Mannheim, 1986.

51. Bronwasser PJ, Mörmann WH, Krejci I, Lutz F:  
Marginale Adaptation von Cerec-Dicor-MGC-Restaurationen mit Dentinadhäsiven.  
*Schweiz Monatsschr Zahnmed* 101: 162-169, 1991.
  
52. Brown WS, Jacobs HR, Thompson WF:  
Thermal fatigue in teeth.  
*J Dent Res* 51: 461-467, 1972.
  
53. Buchalla W, Attin T, Hellwig E:  
Der Einfluss der Schmelzätztechnik auf die Haftung von Kompomerfüllungsmaterialien.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 53: 463-466, 1997.
  
54. Bühl A, Zöfel P:  
SPSS Version 9, Einführung in die moderne Datenanalyse für Windows.  
Addison Wesley Verlag, München, 2000.
  
55. Bullard RH, Leinfelder KF, Russel CM:  
Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage.  
*J Am Dent Assoc* 116: 871-874, 1988.
  
56. Bundesgesundheitsamt:  
Amalgame in der zahnärztlichen Praxis.  
Informationsschrift des BGA, 1992.
  
57. Buonocore MG:  
A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.  
*J Dent Res* 34: 849-853, 1955.
  
58. Buonocore MG:  
Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials.  
*J Am Dent Assoc* 67: 382-389, 1963.
  
59. Buonocore MG, Matsui A, Gwinnet AJ:  
Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding.  
*Arch Oral Biol* 13: 61-70, 1968.
  
60. Buonocore MG, Wileman W, Brudevold FA:  
A Report on a resin composite capable of bonding to human dentin surfaces.  
*J Dent Res* 35: 846-851, 1956.

61. Calamia JR, Simonson RJ:  
Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain.  
J Dent Res 63: 179 Abstr. No 79, 1984.
  
62. Calamia JR, Vaidynathan J, Calamia S, Hamburg M:  
Shear bond strength between acid-etched dicor and composite resin.  
J Dent Res 65: 828 Abstr. No 925, 1986.
  
63. Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO:  
Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems.  
Dent Mater 14: 393-398, 1998.
  
64. Castagnola L, Wirz J, Garbeoglio R:  
Die Schmelzätzung für die konservierende Zahnbehandlung.  
Schweiz Mschr Zahnheilk 85: 975, 1975.
  
65. Castagnola L:  
Experimentelle Untersuchungen über im Munde selbstpolymerisierende Kunstharzfüllungen.  
Schweiz Mschr Zahnheilk 60: 880-925, 1950.
  
66. Causton BE, Johnson NW:  
Changes in the dentin of human teeth following extraction and their implication for in vitro studies of adhesion to tooth substance.  
Arch Oral Bio 24: 229-232, 1979.
  
67. Cavel WT, Kelsey WP, Brakmeier WW, Blankenau RJ:  
A pilot study of the clinical evaluation of castable ceramic inlays and dual-cure resin cement.  
Quintess Int 19: 257-262, 1988.
  
68. Chan KC, Boyer DB:  
Curing light-activated composite cement through porcelain.  
J Dent Res 6: 476-480, 1989.
  
69. Chan DC, Jensen ME, Shet J, Siegler T:  
Shear – bond strengths of etched porcelain bonded with resin to enamel.  
J Dent Res 66: 245 Abstr. No 1109, 1987.
  
70. Chan DC, Reinhardt JW, Schulein T:  
Bond strength of restorative materials to dentin.  
Gen Dent 3: 236-238, 1985.

71. Chapell RP, Spencer P, Eick JD:  
The effects of current dentinal adhesive on the dentinal surface.  
Quintessence Int 25: 851-859, 1994b.
  
72. Chappel RP, Cobb CM, Spencer P:  
Dentinal tubule anastomosis: A potential factor in adhesive bonding?  
J Prosthet Dent 72: 183-188, 1994a.
  
73. Christen AG, Michell DF:  
A fluorescent dye method for demonstrating leakage around dental restorations.  
J Dent Res 45: 1485-1492, 1966.
  
74. Cooley R, Dodge WW:  
Bond strength of three dentinal adhesives on recently extracted versus aged teeth.  
Quintessence Int 20: 513-516, 1989.
  
75. Crim GA:  
Effect of substrate age on mikroleakage of dentine adhesive agents.  
J Oral Rehabil 16: 555-557, 1989.
  
76. Crim GA, Mattingly SL:  
Evaluation of two methods for assesing marginal leakage.  
J Prosth Dent 45: 160-163, 1981.
  
77. Crim GA, Shay JS:  
Effect of echant time on microleakage.  
J Dent Child 54: 339-340, 1987.
  
78. Crim GA, Swartz ML, Phillips RW:  
Comparison of four thermocycling techniques.  
J Prosthet Dent 53: 50-53, 1985.
  
79. Cvar J F, Ryge G:  
Criteria for the clinical avaluation of dental restorative materials.  
U. S. Gouvernment Printing Office San Francisco, 1971.
  
80. Davidson CL:  
Principles of adhesion.  
In: Dondi dall' Orologio G, Fuzzi M, Prati C (eds.): Adhesion in restorative Dentistry. In-  
ternational Symposium Bologna 6: 1-4, 1995.

81. Davidson CL, DeGee AJ, Feilzer AJ:  
The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress.  
J Dent Res 63: 1396-1399, 1984.
  
82. De Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL:  
True Linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer.  
Dent Mater 9: 11-14, 1993.
  
83. Dedmon HW:  
Disparity in expert opinion on size of acceptable margin openings.  
Oper Dent 7: 97-101, 1982.
  
84. Dedmon HW:  
Ability to evaluate nonvisible margins with an explorer.  
Oper Dent 10: 6-11, 1985.
  
85. Degrange M, Roulet J-F:  
Minimally Invasive Restorations with Bonding.  
Quintessence Chicago, 1997.
  
86. Derkson GD, Pashley DH, Derkson ME:  
Mikroleakage measurement of selected restorative materials:a new in vitro method.  
J Prosthet Dent 56: 435-440, 1986.
  
87. Dermann K, Brauer GM, Rupp NW:  
Einfluss von Füllstoffen und Silanisierungsmethoden auf Festigkeit und Randspaltverhalten einiger experimenteller Komposite.  
Dtsch Zahnärztl Z 37: 160-163, 1982.
  
88. De Trey ER:  
Der Einfluß der Kavitätenform und des Versieglersystems auf die Adaptation und den Randschluß von approximalen Frontzahnfüllungen in vivo.  
Zahnmed Diss, Zürich, 1976.
  
89. De Trey ER, Lutz F:  
Beurteilung von 16 Monaten alten, unterschiedlich aufgebauten approximalen Frontzahnfüllungen.  
Schweiz Mschr Zahnheilk 87: 694-704, 1977.
  
90. Diedrich P:  
Bracket-Adhäsivtechnik in der Zahnheilkunde.  
Hanser München, 1983.

91. Diedrich P, Erpenstein H:  
Rasterelektronenmikroskopische Randspaltanalyse von in vivo eingegliederten Strufenkronen und Inlays.  
Schweiz Mschr Zahnheilk 95: 575-586, 1985.
92. Dieker A:  
Der Einfluss des Extraktionszeitpunktes auf die marginale Adaptation von Kompositfüllungen bei Verwendung verschiedener Dentinhaftmittel in vitro.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1990.
93. Dietrich T, Lösche GM, Roulet J-F:  
Marginal adaption of Class II sandwich restorations using different light cured GICs and compomers.  
J Dent Res 19: 76 Abstr. No 47, 1997.
94. Dietrich T, Lösche GM, Roulet J-F:  
Microleakage of based, bonded and sandwisch Class II restorations.  
J Dent Res 77: 891 Abstr. No 2074, 1998.
95. Dietschi D, Holz J:  
Die Qual der Wahl bei Seitenzahnfüllungen.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100: 1332-1335, 1990b.
96. Dietschi D, Holz J:  
A clinical trial of four light-curing posterior composite resins: two-year report.  
Quintessence Int 21: 965-975, 1990a.
97. Dietschi D, Spreafico R:  
Aktuelle Konzepte für adhäsive Restauration im Seitenzahnbereich.  
Quintessenz 48: 477-496, 1997.
98. Dietschi D, Ciucchi B, Holz J:  
A clinical trial of four light-curing posterior composite resins: 9-month report.  
Quintessence Int 20: 641-652, 1989.
99. Dietschi D, Maeder M, Holz J:  
In vitro evaluation of marginal fit and morphology of fired ceramic inlays.  
Quintessence Int 23: 271-278, 1992.



100. Dietschi D, Magne P, Holz J:  
An in vitro study of parameters related to marginal and internal seal of bonded restorations.  
Quintessence Int 24: 281-291, 1993.
  
101. Dietschi D, Siebenthal G de, Neveu-Rosenstand L, Holz J:  
Influence of the restorative technique and new adhesives on the dentin marginal seal and adaption of resin composite Class II restorations: an in vitro evaluation.  
Quintessence Int 26: 717-727, 1995.
  
102. Douglas WH, Zakariasen KL:  
Volumetric assessment of apical leakage utilizing a spectrophotometric dye recovery method.  
J Dent Res 60: 438 Abstr. No 512, 1981.
  
103. Driessens FCM:  
Chemical adhesion in dentistry.  
Int Dent J 27: 317-323, 1977.
  
104. Dröge G:  
Ein Pionier der Keramik: Der holländische Zahnarzt Gerog Dröge.  
Philip J 5: 310-312, 1988.
  
105. Dumsha TC, Biron G:  
Marginal leakage of class V cavity preparations.  
J Biomed Mat Res 18: 809-815, 1984.
  
106. Dunninger P, Einwang J, Sitter H:  
Reproduzierbarkeit von Messungen zur Ergebnisqualität zahnärztlicher Füllungen.  
Dtsch Zahnärztl Z 46: 212-214, 1991.
  
107. Ehrenford L, Derand T:  
Cervical gap formation in class II composite resin restorations.  
Swed Dent J 8: 15-19, 1984.
  
108. Eick J D, Cobb CM, Chapell RP, Spencer P, Robinson SJ:  
The dentin surface: Its influence on dentinal adhesion. Part I.  
Quintessence Int 22: 967-977, 1991.
  
109. Eick J D, Robinson S J, Chapell R P, Cobb CM, Spencer P:  
The dentin surface: Its influence on dentinal adhesion. Part III.  
Quintess Int 24: 571, 1993.

110. Eick JD, Robinson S J, Byerley TJ, Chapell RP, Spencer P, Chappelow CC:  
Scanning transmission electron microscopy/energy-dispersive spectroscopy analysis of  
the dentin adhesive interface using labeled 2- Hydroxyethylmethacrylate analogue.  
J Dent Res 74: 1246-1252, 1995.
111. Eidenbenz S:  
Das Kopierschleifen keramischer Formkörper.  
Zahnmed Diss, Zürich, 1992.
112. Eidenbenz S, Schärer P:  
Das Kopierschleifen keramischer Formkörper.  
Phillip J 11: 91-95, 1994.
113. Eidenbenz S, Ellrich K, Gasser O, Guggenberger R, Iburg A, Koran P, Noack MJ, No-  
wak R, Roulet J-F, Stefan K-P, Zöllner W:  
Nennung als Erfinder von durch Einwirkung von Schwingungen herstellbare und verar-  
beitbare Dentalmassen und Verfahren zu ihrer Herstellungen .  
Gemäß Anmeldung Nr. 91117449.8 beim Europäischen Patentamt, 1991.
114. Elderton RJ:  
Assessment of quality of restorations.  
J Oral Rehabil 4: 217-226, 1977.
115. Elias HG:  
Makromoleküle.  
Hürthing u. Wepf Basel, 1971.
116. Eliades G, Palaghias G, Vougiouklakis G:  
Surface reaction of adhesives on dentin.  
Dent Mater 6: 208-216, 1990.
117. Emes WB:  
Factor influencing the marginal adaptation of amalgam.  
J Amer Dent Ass 75: 629-637, 1967.
118. Erickson RL:  
Mechanism and clinical implications of bond formation for two bonding agents.  
Am J Dent 2: 117-123, 1989.
119. Erickson RL:  
Mechanism and clinical implications of bond formation for two bonding agents.  
Am J Dent 2: 117-123, 1989.

120. Erickson RL:  
Surface interactions of dentin adhesive materials.  
Operat Dent Suppl 5: 81-94, 1992.
  
121. Erickson RL:  
Oberflächen-Interaktionen von Dentin-Adhäsiv-Materialien.  
Phiillip J 4: 149-158, 1994.
  
122. Eriksen HM, Pears G:  
In vitro caries related to marginal leakage around composite resin restorations.  
J Oral Rehabil 5: 15-20, 1978.
  
123. Farik B, Munksgaard EC, Kreiborg S, Andreasen JO:  
Adhesive bonding of fragmented anterior teeth.  
Endod Dent Traumatol 14: 119-123, 1998.
  
124. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL:  
Setting stress in composite resin relation to configuration of the restoration.  
J Dent Res 66: 1636-1639, 1987.
  
125. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL:  
Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers.  
J Dent Res 67: 1-3, 1988.
  
126. Ferracane JL Condon JR, Mitchem JC:  
Evaluation of subsurface defects created during the finishing of composites.  
J Dent Res 71: 1628-1632, 1992.
  
127. Ferrari M, Davidson CL:  
In vivo resin-dentin interdiffusion on tag formation with lateral branches of two adesive systems.  
J Prosthet Dent 76: 250-253, 1996.
  
128. Fett HP, Mörmann WH, Lutz F, Krejci I:  
Marginal adaption of computer machined CEREC-inlays in vitro.  
J Dent Res 68: 324 Abstr. No 1141, 1989.
  
129. Fett HP, Mörmann WH, Krejci I, Lutz F:  
Marginal adaption of CEREC MOD inlays in vitro.  
In: Mörmann, W. (ed.) State of the art of the CEREC-method. International symposium on computer restoration. Quintessence, Chicago, 1991.

130. Finger WJ, Fritz U:  
Laboratory evaluation of one-component enamel/dentin bonding agents.  
Am J Dent 9: 206-210, 1996.
131. Finger WJ, Ohsawa M:  
Effect of bonding agents on gap formation in dentin cavities.  
Oper Dent 12: 100-104, 1987.
132. Fisher M:  
Experimentelle Untersuchungen über die Abschlussdichtigkeit der in der Zahnheilkunde  
gebräuchlichen Füllungsmaterialien.  
Schweiz Monatsschr Zahnheilk 59: 595-630, 1949.
133. Fontana M, Dunipace AJ, Gregory RL, Noblitt TW, Li Y, Park KK, Stookey GK:  
An in vitro microbial model for studying secondary caries formation.  
Caries Res 30: 112-118, 1996.
134. Forsten L:  
Marginal leakage and consistency of the composite resin material in etched cavities.  
Acta Odontol Scand 36: 11-13, 1977.
135. Forsten L:  
Curing depth of visible light-activated composites.  
Acta Odontol Scand 42: 23-28 1984.
136. Forsten L, Kuusisto, E, Ruokolainen R, Udd B:  
Marginal leakage in vitro of composite fillings in posterior human teeth.  
Proc Fin Dent Soc 78: 155-158, 1982.
137. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Petschelt:  
Die Verbindung von Adhäsivsystemen verschiedener Generationen mit Schmelz und  
Dentin der ersten und zweiten Generation.  
Dtsch Zahnärztl Z 52: 795-799, 1997.
138. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Petschelt A:  
Dentin bond strength and marginal adaption: direct composite resins vs ceramic inlays.  
Oper Dent 24: 147-155, 1999.
139. Frei HP:  
Dichtigkeitsprüfung an Kompositfüllungen mit und ohne Schmelzätzung.  
Schweiz Mschr Zahnheilk 85: 1012-1029, 1975.

140. Friedl K-H, Schmalz G, Hiller K-A, Saller A:  
In-vivo evaluation of a feldspathic ceramic system:2-year results.  
J Dent 24: 25-31, 1996.
  
141. Fritz UB, Finger WJ:  
Bonding efficiency of single-bottle enamel/dentin adhesives.  
Am J Dent 12: 277-282, 1999.
  
142. Futterknecht N, Jinoian V:  
Funktionalität, Ästhetik und Wirtschaftlichkeit. Das Celay-System.  
Zahnärztl Mitt 84: 58-60, 1994.
  
143. Garber DA, Goldstein RE:  
Ästhetische Setienzahnrestaurationen. Zahnfarbene Inlays und Onlays.  
Quintessenz, Berlin, 1994.
  
144. Geppert W, Roulet J-F:  
In vitro marginal integrity of MOD Dicor Inlays luted with adhesive techniques.  
J Dent Res 65: 731 Abstr. No 48, 1986.
  
145. Gilmore N, Sheiham A:  
Overhanging dental restorations and periodontal disease.  
J Periodontol 42: 8-12, 1971.
  
146. Glenn JF:  
Composition and properties of unfilled and composite resin restorative materials.  
In:Smith DC, Willians DE (eds.) Biocompatibility of Dental Materials, Vol III, CRC Press,  
Boca Ranton, 1982.
  
147. Going RE:  
Microleakage around dental restorations: a summarizing review.  
J Am Dent Assoc 84: 1349-1357, 1972.
  
148. Goldberg J, Tanzer J, Muster E, Amara J, Thai F, Birked D:  
Cross-sectional clinical evaluation of recurrent enamel caries, restoration of marginal integrity, and oral hygiene status.  
J Am Dent Assoc 102: 635-641, 1981.
  
149. Goodis HE, Marshall G W, White JM, Gee L, Hornbergter B, Marshall SJ:  
Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths.  
Dent Mater 9: 79-84, 1993.

150. Gray SE, Burgess JO:  
An in vivo and in vitro comparison of two bonding agents.  
Dent Mater 7: 161-165, 1991.
151. Grossman ES, Setzer S:  
Bonding agents: adhesive layer thickness and retention to cavity surfaces with time.  
SADJ 56: 266-272, 2001.
152. Grossman LI:  
A study of temporary fillings as hermitic sealing agents.  
J Dent Res 18: 67-71, 1939.
153. Grossmann DG:  
Tetrasilic mica-glass-ceramic method.  
US-Patent No 3732087, 1973.
154. Grunda JR:  
An intra-oral replica technique for use with the scanning electron microscope.  
Br Dent J 130: 113-117, 1971.
155. Gwinnett AJ:  
Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents.  
Arch Oral Biol 16: 731-738, 1971.
156. Gwinnett AJ:  
Bonding of restorative resins to enamel.  
Int Dent J 38: 91-96, 1988.
157. Gwinnett AJ:  
Interactions of dental materials with enamel.  
Trans Am Acad Dent Mater 3: 30-34, 1990.
158. Hahn R:  
Experimental studies on the reproducible precision of fit of ceramic inlays.  
Dtsch Zahnärztl Z 45: 653-656, 1990.
159. Hahn R, Barho R, Löst C:  
Partielle Non-Konditionierung keramischer Einlagefüllungen bei approximaler Schmelzdiskontinuität.  
Dtsch Zahnärztl Z 47: 432-435, 1992.

160. Haller B:  
Untersuchungen zum Mechanismus und Wirksamkeit von Komposit-Dentinhaftermitteln.  
Med Habil Würzburg, 1992a.
161. Haller B:  
Aktueller Stand der Komposite-Dentinhafterung.  
Zahnärztl Mitt 82: 86-97, 1992b.
162. Haller B:  
Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftermittlern.  
Dtsch Zahnärztl Z 49: 750-759, 1994.
163. Haller B, Windsheimer U, Hofmann N, Klaiber B:  
Selektive Schmelzätzung oder Total Etching?  
Dtsch Zahnärztl Z 50: 824-827, 1995.
164. Hammer B, Hotz P:  
Nachkontrolle von 1- bis 5jährigen Amalgam-, Komposit- und Goldgussfüllungen.  
Schweiz Mschr Zahnheilk 89: 301-314, 1979.
165. Hannig M, Bott B:  
Randschlussverhalten von plastischen zahnfarbenen Füllungen in dentinbegrenzten  
Klasse-II-Kavitäten.  
Dtsch Zahnärztl Z 20: 134-138, 2000.
166. Hannig M, Bott B, Möller O:  
Das Randschlussverhalten von Kompositfüllungen mit Keramikinserts in dentinbegren-  
zenden Klasse-II-Kavitäten.  
Dtsch Zahnärztl Z 50: 828, 1995.
167. Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B:  
Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel  
bonding.  
Oper Dent 24: 172-180, 1999.
168. Hansen E K:  
Visible light-cured composite resins: polymerisation contraction, contraction pattern and  
hydroscopic expansion.  
Scand J Dent Res 90: 329-335, 1982.
169. Hansen EK:  
Effect of three dentin adhesives on marginal adaptation of two light-cured composites.  
Scand J Dent Res 94: 82-86, 1986.

170. Hargraves AS:  
The effect of cyclic stress on dental polymethylmethacrylate.  
*J Oral Rehabil* 10: 75-85, 1983.
171. Herder SM, Roulet J-F:  
Marginale Adaptation von adhäsiv befestigten Dicor-Inlays in vivo.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 43: 904-908, 1988.
172. Herder SM:  
In-vitro-Untersuchung von adhäsiv befestigten Dicor-Inlays in vivo.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1988.
173. Heymann HO, Bayne SC:  
Current concepts in dentin bonding focusing on dentinal adhesion factors.  
*J Am Dent Assoc* 124: 26-36, 1993.
174. Hickel R, Kunzelmann K-H:  
Der Einfluss der Kavitätenpräparation auf die Randspaltbreite bei Cerec Inlays.  
DGZ Jahrestagung in Marburg, 1990.
175. Hickel R, Kunzelmann K-H:  
Keramikinlays und Veneers.  
In: Hickel R. (Hrsg) *Keramikinlays und Veneers*, Carl Hanser Verlag, München, 1997.
176. Hickel R Eberhard H, Kunzelmann K-H, Petschelt A:  
Randspaltbildung bei Adhäsivinlays mit und ohne Randabschrägung.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 47: 185-188, 1992.
177. Hickel R, Kunzelmann K-H, Nkenke E, Petschelt A:  
Bond Strength of five bonding composite resins to cerec-ceramic.  
In: Mörmann WH (ed.): *International symposium on computer restorations, Quintessence, Chicago*: 567-575, 1991.
178. Hipp B:  
Untersuchung der Passgenauigkeit zahnfarbener, metallfreier Inlays und Teilkronen.  
Zahnmed Diss, Marburg, 1988.
179. Hirsawa T, Hirano S, Hirabayashi S, Harashima I, Aizawa M:  
Initial dimensional change of composites in dry and wet conditions.  
*J Dent Res* 62: 28-31, 1983.



180. Hofmann N, Klaiber B, Heilmann O:  
Shear strength of composite bonded three ceramic materials.  
In: Mörmann WH (ed.): State of the art of the CEREC-method. International symposium on computer restorations, Quintessence, Chicago: 151-162, 1991.
  
181. Hofmann N, Haller B, Klaiber B, Münchenberg K:  
Randqualität gesinterter und gepresster Keramikinlays nach Belastung im Kausimulator.  
Dtsch Zahnärztl Z 48: 713-716, 1993.
  
182. Hofmann N, Hausmann P, Haghi M, Haller B, Klaiber B:  
Non-destructive leakage test using a gel diffusion technique.  
J Dent Res 75: 41 Abstr. No 188, 1996.
  
183. Hohmann W:  
Edelmetallwerkstoffe für die Metallkeramik: Die Problematik der verschiedenen Alternativen.  
Ducera Forum Bremen, 1988.
  
184. Höland W, Rheinberger V, Wollwaag P, Klester AM:  
Mikrostruktur der Empress-Glaskeramik.  
Phillip J 9/11: 551-553, 1992.
  
185. Hordt AU:  
In vitro Untersuchung der marginalen Adaptation adhäsiv befestigter Glaskeramikinlays als Funktion von Behandler und Befestigungsmaterial.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1990.
  
186. Horn H.R:  
Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel.  
Dent Clin Nort Am 27: 671-684, 1983.
  
187. Hübers H:  
Das Randverhalten von adhäsiv befestigten Keramikinlays aus gegossener, gepresster und gesinteter Keramik nach sechs Monaten in vivo.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1992.
  
188. Hürzeler MB, Fett H, Mörmann W:  
Marginal adaptation of cerc-cad-cam inlays after 3,5 years.  
In: Mörmann W (ed.): International symposium on computer restoration, Quintessence, Chicago: 417-423, 1991.

189. Hürzeler M, Zimmermann E, Mörmann WH:  
Marginale Adaptation von maschinell hergestellten Onlays in vitro.  
Sachweiz Monatsschr Zahnmed 100, 715-720, 1990.
  
190. Isenberg BP, Essig ME, Leinfelder KF:  
Clinical evaluation of marginal integrity: tow year results.  
In: Mörmann W (ed.): International symposium on computer  
restoration, Quintessence, Chicago: 163-172, 1991.
  
191. Janda R:  
Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe(I).  
Quintessenz 39: 1067-1073, 1988.
  
192. Jans H:  
Marginale Adaptation von maschinell hergestellten Keramikinlays „in vitro“.  
Zahnmed Diss, Zürich, 1987.
  
193. Jensen ME, Chan DCN:  
Polymerization shrinkage and mikroleakage.  
In: Vanherle G, Smith DC(eds.): Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials  
Minnesota Mining & Manufacturing Co., St Paul: 243-265, 1985.
  
194. Jinoian V:  
Inlays-Onlays-Facetten Möglichkeiten in der Keramiktechnik.  
Dental Labor 35: 833-838, 1987.
  
195. Jones GE, Boksman L, McConnell RJ:  
Der Einfluß der Ätztechnik auf den klinischen Erfolg von Keramikfacetten.  
Quintess Zahntech 13: 657-662, 1987.
  
196. Jones JC, Grieve AR, Harrington E:  
A machine for thermal cycling in the investigation of marginal leakage.  
Br Dent J 146: 297-125, 1979.
  
197. Jørgensen KD, Ono T:  
Gingival enamel thickness vs beval preparation.  
Tandlaegebladet 88: 297-300, 1984.
  
198. Jørgensen KD, Itoh K, Munksgaard EC, Asmussen E:  
Composite wall-to-wall polymerisation kontraktion in dentin cavities treated with various  
bonding agents.  
Scand J Dent Res 93: 276-279, 1985.

199. Kajimoto Y, Kohara O, Yao K, Hieda T:  
New microleakage test method utilizing resorcinol formaldehyde resin.  
J Dent Res 67: 310 Abstr. No 1581, 1988.
  
200. Kanzler R:  
Die Randqualität und Überlebensrate von Keramikinlays aus unterschiedlichen Herstellungsverfahren in Abhängigkeit vom verwendeten Befestigungskomposit.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1996.
  
201. Karanika-Kouma A, Pissiotis L:  
Marginal deal of composite resin, Clearfil: a laboratory study.  
Oper Dent 10: 42-45, 1985.
  
202. Kasloff Z:  
Building Porcelain by casting.  
In: Yamada HN (ed): Dental porcelain: The State of the art. University of Southern Cal., Dental School, 1977.
  
203. Kemna A:  
Anfärbeverfahren zur Darstellung von Randpalten an zahnärztlichen Füllungen.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1989.
  
204. Kirchberg F-L:  
Der Einfluß von Dentinhaftmitteln auf die marginale Adaptation von Keramikinlays.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1990.
  
205. Kitasako Y, Inokoshi S, Fujitani M, Otsuki M, Tagami J:  
Short-term reaction of exposed monkey pulp beneath adhesive resins.  
Oper Dent 23: 308-317, 1998.
  
206. Kitasako Y, Inokoshi S, Tagami J:  
Effects of direct resin pulp capping techniques on short-term response of mechanically exposed pulps.  
J Dent 27: 257-263, 1999.
  
207. Klaiber KG:  
Innovationen bei ästhetischen Restaurationen im Seitenzahnbereich mit Komposit.  
Dtsch Zahnärztl Z 43: 893-899, 1988.
  
208. Kleier CW:  
Untersuchung verschiedener Einsetzverfahren für Cerecinlays.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1991.

209. Kollmannsprenger P, Venez S:  
Vergleich der physikalischen Eigenschaften von Kompositen und polierbaren Füllungs-  
kunststoffen.  
Dtsch Zahnärztl Z 35: 934-938, 1980.
210. Komatsu M, Finger WJ:  
Dentin bonding agents: correlation of early bond strength with margin gaps.  
Dent Mater 2: 257-262, 1986.
211. Kostka EC:  
Zusammenhang von Farbstoffpenetration und rasterelektronenmikroskopischer Rand-  
analyse adhäsiv befestigter keramischer Inlays.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1997.
212. Krejci I, Lutz F:  
Kompositfüllungen – das 1 x 1 des Ausarbeitens.  
Schweiz Mschr Zahnmed 94: 1015-1028, 1984.
213. Krejci I, Lutz F:  
Mixed Class V restorations: the potential of a dentine bonding agent.  
J Dent 18: 263-270, 1990.
214. Krejci I, Lutz F:  
Marginal adaptation of class V restorations using different restorative techniques.  
J Dent 19: 24-32, 1991.
215. Krejci I, Krejci D, Lutz F:  
Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1.5 years.  
Quintessence Int 23: 181-186, 1992.
216. Krejci I, Kuster M, Lutz F:  
Influence of dentinal fluid and stress on marginal adaptation of resin composites.  
J Dent Res 72: 490-494, 1993.
217. Krejci I, Lutz F, Reimer M:  
Marginal adaptation and fit of adhesive ceramic inlays.  
J Dent 21: 39-46, 1993.
218. Krejci I, Picco U, Lutz F:  
Dentinhaftung bei zahnfarbenen adhäsiven MOD-Sofortinlays aus Komposit.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100: 1151-1159, 1990.

219. Kullmann W:  
Die Oberflächenbeschaffenheit sogenannter Hybrid-Komposite.  
Dtsch Zahnärztl Z 40: 915-921, 1985.
  
220. Kunzelmann KH, Hickel R:  
Spannungsentwicklung durch Polymerisationsschrumpfung bei Komposit-Klebern.  
Dtsch Zahnärztl Z 45: 699-700, 1990.
  
221. Kunzelmann KH, Krause F:  
Dentinhaftung von Kompositfüllungen und Keramikinlays in Klasse-II-Kavitäten.  
Dtsch Zahnärztl Z 48: 724-727, 1993.
  
222. Kusy RP, Leinfelder KF:  
In situ replication techniques: I. Preliminary screening and the negative replication technique.  
J Dent Res 56: 925-932, 1977.
  
223. Kusy RP, Whitley JQ:  
In situ replication: quantitative methodologies for replicate materials.  
J Biomed Mater Res 19: 35-55, 1985.
  
224. Lacy AM, LaLuz J, Watanabe LG, Dellinges M:  
Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite.  
J Prosthet Dent 60: 288-291, 1988.
  
225. Lambrechts P, Braem M, Vanherle G:  
Evaluation of clinical performance for posterior composite resin and dentin adhesives.  
Oper Dent 12: 53-78, 1987.
  
226. Lambrechts P, Inokoshi S, Van Meerbeek B van, Willems C, Braem M, Vanherle G:  
Classification and potential of composite luting materials.  
In: Mörmann WH (ed.): State of the art of the CEREC-method. International symposium on computer restorations. Quintessence, Chicago: 61-90, 1991.
  
227. Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K:  
Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins.  
J Clin Periodontol 10: 563-578, 1983.

228. Lang NP, Kaarup-Hansen D, Joss A, Siegrist B, Weber HP, Gerbe, C, Saxer UP, Curilovic Z:  
The significance of overhanging filling margins for the health status of interdental periodontal tissues of young adults.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 98: 725-730, 1988.
229. Lange DE, Schwöppe G:  
Epidemiologische Untersuchungen an Rekruten der Bundeswehr (Mund- und Gebissbefunde).  
Dtsch Zahnärztl Z 36: 432-434, 1981.
230. Leger LR, Retief DH, Bradley EL:  
Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 98: 154-160, 1990.
231. Leinfelder KF, Sluder TB, Santos, JFF, Wall JT:  
Five-year clinical evaluation of anterior and posterior restorations of composite resins.  
Oper Dent 5: 57-56, 1980.
232. Leinfelder KF, SluderTB, Sockwell CL, Strickland WD, Wall JT:  
Clinical evaluation of composite resins as anterior and posterior restorative materials.  
J Prost Dent 33: 407-416, 1975.
233. Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J:  
Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence.  
J Dent Res 80: 1605-1614, 2001.
234. Leon AR:  
The periodontium and restorative procedures. A critical review.  
J Oral Rehabil 4: 105-117, 1977.
235. Locke LS:  
Das Randverhalten gesinterter Feldspatkeramikinlays in Abhängigkeit von der Befestigungstechnik und vom Befestigungsmaterial – in vitro und in vivo.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1996.
236. Lösche AC:  
Verbesserung der Randqualität von Kompositfüllungen durch lichtleitende und lichtstreuende Glaskeramikeinsätze. Eine In-vitro-Untersuchung.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1992.

237. Lösche GM, Roulet J-F:  
A colored varnish to improve the finish of Cerec inlays.  
In: Mörmann WH (ed.) State of the art of the Cerec-method International symposium on computer restorations, Quintessence, Chicago: 481-489, 1991.
238. Low T, Lee KW, Fraunhofer JA von:  
The adaptation of composite materials to etched enamel surfaces.  
J Oral Rehabil 5: 349-355, 1978.
239. Lucena-Martin C, Gonzalez-Rodriguez MP, Ferrer-Luque CM, Robles-Gijon V, Navajas JM:  
Study of the shear bond strength of five one-component adhesives under simulated pulpal pressure.  
Oper Dent 2: 73-80, 1999.
240. Lüscher B, Lutz F, Ochsenbein H:  
Mikroleakage and marginal adaptation in convention on adhesive class II restauration.  
J Prosthet Dent 37: 300-309, 1977.
241. Lutz F:  
Beiträge zur Entwicklung von Seitenzahnkomposits.  
Verlag Kar Par Pzm, Zürich, 1979.
242. Lutz F, Cochran MA, Mörmann WH:  
Adhäsive Restauration – Flop oder Hit?  
Schweiz Mschr Zahnheilk 94: 1124-1131, 1984.
243. Lutz F, Setcos JC, Phillips RW:  
New finishing instruments for composite resins.  
J Am Dent Ass 107: 575-580, 1983a.
244. Lutz F, Lüscher B, Ochsenbein, Mühlemann HR:  
Adhäsive Zahnheilkunde.  
Juris Druck & Verlag Zürich, 1976.
245. Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Imfeld TH:  
Komposites-Klassifikation und Wertung.  
Schweiz Monatsschr Zahnheilk 93: 914-929, 1983.
246. MacCulloch WT:  
Advances in dental ceramics.  
Br Dent J 16: 361-365, 1968.

247. Magnusson D, Oden A, Krystek I:  
Clinical evaluation of Cerec-method.  
In: Mörmann WH (ed.): State of the art of the Cerec-method. International symposium on computer restorations, Quintessence, Chicago: 339-346, 1991.
248. Marinelli SM, Eichmiller F:  
Comparing three dimensional vs. two dimensional evaluation of mikroleakage in composite restorations.  
J Dent Res 72: 17 Abstr. No 748, 1993.
249. Mathis RS, DeWald JP, Moody CR, Ferrance JL:  
Marginal leakage in class V composite resin restorations with glass ionomer liners in vitro.  
J Prosthet Dent 63: 522-525, 1990.
250. Mätzig S:  
Der Einfluss zweier Politurmethoden auf den Randschluss von Klasse-III-Füllungen in vivo.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1990.
251. McLean JW, Schmidseider J:  
Hochfeste Keramiken.  
Phillip J 1/3: 137-141, 1984.
252. McLean JW:  
Ceramics in clinical dentistry.  
Br Dent J 164: 187-197, 1988.
253. Meerbeek B van:  
Mikroskopische Untersuchungen – Techniken, Ergebnisse, Schwierigkeiten.  
2. Intern ESPE Dental Symposium Philadelphia 2000 5th –6th May 2000 (Vortrag), 2000.
254. Meerbeek B van, Dhem A, Goret-Nicaise M:  
Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone.  
J Dent Res 72: 495-501, 1993b.
256. Meerbeek B van, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G:  
Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive system.  
J Dent Res 71: 1530-1540, 1992a.



257. Meerbeek B van, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G:  
Faktors affecting adhesion to mineralized tissues.  
Oper Dent 5: 111-124, 1992b.
258. Meerbeek B van, Inokoshi S, Willems G, Noack MJ, Braem M, Lambrechts P, Roulet J-F, Vanherle G:  
Marginal adaption of four tooth-coloured inlay systems in vivo.  
J Dent 20: 18-26, 1992c.
259. Meerbeek B van, Moubacher M, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G:  
Chemical characterization of the resin-dentin interface by micro-Raman spectroscopy.  
J Dent Res 72: 1423-1428, 1993a.
260. Meissner T:  
Einfluß klinischer Arbeitsschritte auf die Verbundfestigkeit zwischen Zahnschmelz und Komposit.  
Zahnmed Diss, Berlin 1991.
261. Mitchem JC, Gronas DG:  
Effects of time after extraktion and depth of dentin on resin dentin adhesives.  
J Am Dent Ass 113: 285-287, 1986.
262. Mitchem JC, Gronas DG:  
Adhesion to dentin with and without smear layer under varying degrees of wetness.  
J Prosthet Dent 66: 619-622, 1991.
263. Mitchem JC, Terkla LG:  
The bonding of resin dental adhesives under simulated physiologixal conditions.  
J Dent Res 66: 268 Abstr. No 1293, 1987.
264. Mixson JM, Richards ND, Mitchell R.J:  
Effects of dentin age and bondin on mikrogap formation.  
Am J Dent 6: 72-76, 1993.
265. Mjör IA, Nordahl I:  
The density and branching of dentinal tubules in human teeth.  
J Dent Res 75: 346 Abstr. No 2628, 1996.
266. Moll K, Haller B:  
Effect of intrinsic and extrinsic moisture on bond strength to dentine.  
J Oral Rehabil 27: 150-165, 2000.

267. Momoi Y, Iwase H, Nakano Y, Kohno A, Asanuma A, Yanagisawa K:  
Gradual increases in marginal leakage of resin composite restoration with thermal stress.  
J Dent Res 69: 1659-1663, 1990.
268. Mönkmeier U:  
Die Herstellung ästhetisch wirkender Inlays – Vorstellung von vier Keramiksystemen.  
Quintessenz Zahntech 13: 993-997, 1987.
269. Morley F, Stockwell PB:  
A simple thermal cycling device for testing dental materials.  
J Dent 5: 39-41, 1977.
270. Mörmann WH:  
Innovation bei ästhetischen Restaurationen im Seitenzahngebiet (Keramik): Computergestützte Systeme.  
Dtsch Zahnärztl Z 43: 900-903, 1988.
271. Mörmann WH, Brandestini M:  
Die Cerec Computer Reconstruction.  
Quintessenz, Berlin, 1989.
272. Mörmann WH, Krejci I:  
Computer-designed inlays after 5 years in situ: clinical performance and scanning electron microscopic evaluation.  
Quintessenz Int 23: 109-115, 1992.
273. Mörmann W, Ameye C, Lutz F:  
Kompositinlays: Marginale Adaptation, Randdichtigkeit, Porosität und okklusaler Verschleiß.  
Dtsch Zahnärztl Z 37: 438-411, 1982.
274. Mörmann WH, Brandestini M Lutz F:  
Das CEREC-System: Computergestützte Herstellung direkter Keramik-Inlays in einer Sitzung.  
Quintessenz 38: 457-470, 1987.
275. Mörmann WH, Lutz F, Curilovic Z:  
Die Bearbeitung von Gold, Keramik und Amalgam mit Compose-Diamantschleifern und Proxoshape-Interdentalfeilen.  
Quintessenz 34: 1575-1583, 1983.

276. Mörmann WH, Brandestini M, Ferru A, Lutz F, Krejci I:  
Marginale Adaptation von adhäsiven Porzellaninlays in vitro.  
Schweiz Mschr Zahnmed 95: 1118-1127, 1985.
277. Müller G:  
Ätzen und Silanisieren dentaler Keramiken.  
Dtsch Zahnärztl Z 43: 438-441, 1988.
278. Munksgaard EC, Asmussen E:  
Bond strength between dentin and restorative resins mediated by mixtures of HEM and glutaraldehyde.  
J Dent Res 63: 1087-1089, 1984.
279. Munksgaard EC, Hansen E K, Asmussen E:  
Effect of five adhesives on adaptation of resin in dentin cavities.  
Scand J Dent Res 92: 544-549, 1984.
280. Nakabayashi N:  
Bonding of restorative materials to dentin: the present status in Japan.  
Int Dent J 35: 145-154, 1985.
281. Nakabayashi N:  
The hybrid layer: a resin-dentin composite.  
Proc Finn Dent Soc 88: 321-329, 1992.
282. Nakabayashi N:  
Bonding to dentin: a historical overlooking.  
Dent Mater J 3: 35-48, 1993.
283. Nakabayashi N, Saimi Y:  
Bonding to intact dentin.  
J Dent Res 75: 1706-1715, 1996.
284. Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakuamara M:  
Identification of a resin-dentin hybrid layer in human dentin created in vitro: Duable bonding to dentin.  
Quintessence Int 23: 135-141, 1992a.
285. Nakabayashi N, Nakumura M, Yasuda N:  
Hybrid layer as an dentin-bonding mechanism.  
J Esteht Dent 3: 133-138, 1991.

286. Nakabayashi N, Nakajama K, Kojima K, Mashuara E:  
The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates  
*J Biomed Mater Res* 16: 265-273, 1982.
287. Nakaido T, Makajima M, Higashi T, Kanemura N, Pereira PNR, Tagami J:  
Shear bond strength of a single-step bonding system to enamel and dentin.  
*Dent Mat J* 16: 40-47, 1997.
288. Nathanson D:  
Factors in optimizing the strength of bonded ceramic restorations.  
In: Mörmann WH (ed.): State of the art of the CEREC-method. International symposium  
on computer restoration, Quintessence, Chicago: 51-60, 1991.
289. Naumann M:  
Restaurationsmöglichkeiten unkomplizierter Frontzahnfrakturen mit Dentinbeteiligung –  
eine vergleichende in-vitro-Untersuchung.  
Zahnmed Diss, Berlin, 2001.
290. Neo JC, Denehy GE, Boyer DB:  
Effects of polymerization technique on uniformity of cure of large-diameter photo-  
initiated composite resin restorations.  
*J Am Dent Assoc* 113: 905-909, 1986.
291. Newburg R, Pameijer CH:  
Composite resins bonded to porcelain with silane solution.  
*J Am Dent Assoc* 96: 288-291, 1978.
292. Newesly H:  
Über die chemische Struktur der Kunststoffe in der konservierenden Zahnheilkunde.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 29: 436-441, 1974.
293. Nikaido T, Burrow MF, Tagami J, Kakatsu T:  
Effect of pulpal pressure on adhesion of resin composite to dentin: bovin serum versus  
saline.  
*Quintessence Int* 26: 221-226, 1995.
294. Nikaido T, Nakajima M, Higashi T, Kanemura N, Pereira PN, Tagami J:  
Shear bond strengths of a single-step bonding system to enamel and dentin.  
*Dent Mater J* 16: 40-47, 1997.

295. Noack MJ:  
In-vitro und In-vivo-Vergleich eines experimentellen Hybridkomposites mit einem inhomogenen Mikrofüllerkomposite bei Klasse-III-Kavitäten.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1986.
296. Noack MJ:  
Quantitative Füllungsrandanalyse von Frontzahnkompositen im Rasterelektronenmikroskop nach thermischer Wechselbelastung.  
Dtsch Zahnärztl Z 43: 295-299, 1988a.
297. Noack MJ:  
Randschluss von Frontzahnfüllungen mit Hybrid- und Mikrofüllerkompositen nach einer Tragezeit von 6 Monaten.  
Dtsch Zahnärztl Z 43: 919-922, 1988b.
298. Noack M:  
Zahnfarbene Inlays.  
Habilitationsschrift Freie Universität Berlin, 1994.
299. Noack MJ, Roulet J-F:  
Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung der Ätzwirkung verschiedener Ätzgele auf Schmelz.  
Dtsch Zahnärztl Z 42: 953-959, 1987.
300. Noack MJ, Roulet J-F:  
Tooth-colored inlays.  
Current Opinion Dent 1: 171-178, 1991.
301. Noack MJ, Göhringer I, Roulet J-F:  
Marginal adaption of dentin bonded class II inlays in vitro.  
J Dent Res 71: 314 Abstr. No 1668, 1992.
302. Noack MJ, Locke LS, Roulet J-F:  
Das Randverhalten adhäsiv befestigter und mittels Ultraschall eingesetzter Porzellaninlays in vivo  
Dtsch Zahnärztl Z 48: 720-723, 1993.
303. Ølio G:  
Adaptation of amalgams to cavity walls.  
J Oral Rehabil 6: 227-236, 1976.

304. O'Rourke B, Walls AW, Wassell RW:  
Radiographic detection of overhangs formed by resin composite luting agents.  
J Dent 23: 353-357, 1995.
305. Pameijer CH, Louw NP:  
Significance of pulpal pressure during clinical bonding procedures.  
Am J Dent 10: 214-218, 1997.
306. Pashley DH, Carvalho RM:  
Dentine permeability and dentine adhesion.  
J Dent 25: 355-372, 1997.
307. Pashley DH, Ciucci B, Sano H:  
Dentin as a bonding substrate.  
Dtsch Zahnärztl Z 49: 760-763, 1994.
308. Pashley DH, Livingston MJ:  
Effect of molecular size on permeability coefficients in human dentin.  
Archs Oral Biol 23: 391-395, 1978.
309. Pashley DH, Homer JA, Brewer PD:  
Interactions of conditioners on the dentin surface.  
Oper Dent 17: 137-150, 1992a.
310. Pashley DH, Michelich V, Kehl T:  
Dentin permeability: effects of smear layer removal.  
J Prosthet Dent 46: 531-537, 1981.
311. Pashley DH., Michelich V, Sano H, Horner JA:  
Permeability of dentin to adhesive agents.  
Quintessence Int 24: 618-631, 1993.
312. Pashley EL, Tao L, Mackert JR, Pashley DH:  
Comparison of in vivo vs in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth.  
J Dent Res 67: 467-470, 1988.
313. Pashley EL, Comer RW, Simpson MD, Homer JA, Pashley DH, Caughman WF:  
Dentin permeability: sealing the dentin in crown preparations  
Oper Dent 17: 13-20, 1992b.

314. Paul SJ:  
Adhesive luting techniques. Problems and findings.  
In: Dondi dall'Orologio G, Fuzzi M, Pradi C (eds.) Adhesion in Restorative Dentistry. International Symposium Bologna, 6: 71-76, 1995.
315. Paul SJ, Schaerer P:  
Factors in dentin bonding. Part I: a review of the morphology and physiology of human dentin.  
J Esthet Dent 5: 5-8, 1993.
316. Perdigao J, Lopes L, Lambrechts P, Leitao J, Meerbeek B van, Vanherle G:  
Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology.  
Am J Dent 10: 141-146, 1997.
317. Pereira PN, Sano H, Ogata M, Zheng L, Nakajima M, Tagami J, Pashley DH:  
Effect of region and dentin perfusion on bond strengths of resin-modified glass ionomer cements.  
J Dent 28: 347-354, 2000.
318. Peter A, Paul SJ, Lüthy H, Schärer P:  
Film thickness of various dentin bonding agents.  
J Oral Rehabil 24: 268-273, 1997.
319. Petrin P:  
Kompositmaterialien in der Zahnheilkunde. Eine experimentelle, klinische und raster-elektronenmikroskopische Untersuchung mit besonderer Berücksichtigung der Säure-ätzttechnik. Teil 1.  
Österr Z Stomatol 70: 525 Abstr. No 2074, 1991.
320. Pioch T, Staehle HJ, Schneider H, Duschner H, Dorfer CE:  
Effect of intrapulpal pressure simulation in vitro on shear bond strengths and hybrid layer formation.  
Am J Dent 14: 319-323, 2001.
321. Plueddemann EP:  
Adhesion through silane coupling agents.  
J Adhesion 2: 184-194, 1970.
322. Prati C:  
Early marginal microleakage in class II resin composite restorations.  
Dent Mater 5: 392-298, 1989.

323. Pröbster L, Groten M, Girthofer S:  
Kopiergefräste, glasinfiltrierte Aluminiumoxid-Keramikkronen. Das Celay-In-Ceram-System step by step.  
Phillip J 11/12: 577-584, 1994.
324. Pütz, K-M, Ehrhardt K:  
Makrophotographie oder Rasterelektronenmikroskopie? Gegenüberstellung zweier Techniken. Teil.1.  
Photomed 4: 85-98, 1991.
325. Qualtrough AJE, Wilson NHF, Smith GA:  
An evaluation of the use of porcelain inlays in premolar an permanent molar teeth.  
J Dent Res 67: 647 Abstr. No 275, 1988.
326. Qualtrough AJE, Cramer A, Wilson NHF, Roulet J-F, Noack MJ:  
An in vitro evaluation of the marginal integrity of a porcelain inlay system.  
Int J Prosthodont 4: 517-523, 1991.
327. Quast D, Viohl J:  
Aufbau der Kunststoffe.  
In: Viohl J, Dermann K, Quast D, Venz S (Hrsg.): Die Chemie der zahnärztlichen Füllungskunststoffe, Hanser, München: 2-33, 1986.
328. Quist V:  
Correlation between marginal adaptation of composite resin restorations and bacterial growth in cavities.  
Scand J Dent Res 88: 2296-2300, 1980.
329. Radtke R:  
Einfluss des Lichtkeils auf die Polymerisation von zwei lichthärtenden Seitenzahnkomposites.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1991.
330. Rauch RU, Lösche GM, Rosansky J, Roulet J-F:  
Comparison of quantitative margin analysis and dye penetration.  
J Dent Res 75: 41 Abstr. No 187, 1996.
331. Redford DA, Jensen ME:  
Cuspal flexure, strength, microleakage.  
J Dent Res 65: 344 Abstr. No 1573, 1986.



332. Reich E, Schmalz G, Federlin M:  
Randspaltverhalten von Keramik- und Kompositinlays in vitro.  
Dtsch Zahnärztl Z 45: 656-660, 1990.
333. Reimer M:  
Verschleiss und marginale Adaptation von labor- bzw. CEREC gefertigten adhäsiven  
MOD-Keramikinlays in vitro.  
Zahnmed Diss, Zürich, 1989.
334. Renggli HH, Regolati B:  
Gingival inflammation and plaque accumulation by well-adapted supragingival and sub-  
gingival proximal restorations.  
Helvetica Odontologica Acta 16: 99-101, 1972.
335. Retief DH:  
Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid.  
J Dent Res 52: 333-341, 1973.
336. Richter W:  
Mund und Zähne – Tabuzonen des Patienten.  
In: Richter W (Hrsg.): Ästhetik und Funktion. Band 1 Siegfried Klages Verlag Berlin: 65,  
1992.
337. Rodriguez-Ferrer HJ, Strahan JD, Newman HN:  
Effect of gingival health of removing overhanging margins of interproximal subgingival  
amalgam restorations.  
J Clin Periodontol 7: 457-462, 1980.
338. Roulet J-F:  
Das Problem des Randschlusses bei Kunststofffüllungen.  
Schweiz Mschr Zahnheilk 85: 1039-1053, 1975.
339. Roulet J-F:  
Untersuchung über den Randschluß von Komposits in vivo.  
Schweiz Monatsschr Zahnheilk 86: 699-712, 1976.
340. Roulet J-F:  
Die Prüfung des Randschlusses sogenannter schnitzbarer Komposits.  
Schweiz Monatsschr Zahnheilk 86: 699-712, 1978.
341. Roulet J-F:  
Degradation of Dental Polymers.  
Karger, Basel, 1987.

342. Roulet J-F:  
A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity.  
Quintessence Int 18: 543-552, 1987a.
341. Roulet J-F:  
Margin quality: criteria and techniques for assessment.  
In: Anusavice KJ (ed.): Quality evaluation of dental restorations, Quintessence, Chicago: 223-239, 1989.
344. Roulet J-F, Degrange M:  
Inlay restorations.  
J Calif Dent Assoc 24: 48-62, 1996.
345. Roulet J-F, Herder SM:  
Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten.  
Zahnärztl Mitt 79: 908-913, 1989.
346. Roulet J-F, Herder SM:  
Seitenzahnversorgung mit adhäsiv befestigten Keramikinlays.  
Quintessenz, Berlin, 1989.
347. Roulet J-F, Lösche GM:  
Long term performance of aesthetic posterior restorations.  
In: Hunt PR (ed.): Glass Ionomeres: The Next Generation. Philadelphia, Pennsylvania, International Symposia in Dentistry: 181-191, 1994.
348. Roulet J-F, Michellod PY:  
La dessiccation d'obturations en composite pour l'étude au microscope électronique à balayage – une étude méthodologique.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 94: 1049-1060, 1984.
349. Roulet J-F, Rang R:  
Das Problem des Randschlusses bei Kompositfüllungen.  
Schweiz Mschr Zahnheilk 85: 1039-1059, 1985.
350. Roulet J-F, Söderholm KJ:  
Variables influencing the bond strength of ceramic-resin interface.  
J Dent Res 70: 434 Abstr. No 1348, 1991.
351. Roulet J-F, Söderholm KJ:  
Influence of water storage on ceramic-composite.  
J Dent Res 71: 254 Abstr. No 1185, 1992.

352. Roulet J-F, Lösche GM, Noack MJ:  
Inlays and onlays.  
Curr Opin Cosmetic Dent 3: 41-54, 1993.
353. Roulet J-F:  
Marginal integrity: clinical significance.  
J Dent 22: 13-16, 1994.
354. Roulet J-F:  
Konservierende Zahnheilkunde versus Prothetik.  
In: Fischer J (Hrsg.): Ästhetik und Prothetik. Eine interdisziplinäre Standortbestimmung, Quintessenz, Berlin, 1995.
355. Roulet J-F:  
Benefits and disadvantages of tooth-colored alternatives to amalgam.  
J Dent 25: 459-473, 1997.
356. Roulet JF, Noack MJ, Lösche GM:  
Metallfreie Inlays.  
In: Ketterl W (Hrsg.): Deutscher Zahnärztekalendar, Hanser, München. 49-68, 1991.
357. Roulet J-F, Reich T, Blunck U, Noack MJ:  
Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope.  
Scanning Microscopy 3: 147-159, 1989.
358. Roulet J-F, Rosansky J, Geppert W:  
In vitro marginal seal of MOD Dicor inlays luted with adhesive techniques.  
J Dent Res 67: 310 Abstr. No 1578, 1988.
359. Roulet J-F, Söderholm KJ, Longmate J:  
Effects of Treatment and Storage Conditions on Ceramic/Composite Bond Strength.  
J Dent Res 74: 381-387, 1995.
360. Rühle C:  
Die Prüfung des Randschlusses mittels kollider Farbstoffe.  
Dtsch Mschr Zahnheilk 9: 152-155, 1922.
361. Ruse ND, Smith DC:  
Adhesion to bovine dentin: Surface characterization.  
J Dent Res 70: 1002-1008, 1991.

362. Ruyter IE:  
The chemistry of adhesive agents.  
Oper Dent 5: 32-43, 1992.
363. Ruyter IE, Øysæd H:  
Conversion in different depth of ultraviolet and visible light activated composite materials.  
Acta Odontol Scand 40: 179-192, 1982.
364. Ryge G, Snyder MA:  
Evaluation of the clinical quality of restorations.  
J Am Dent Assoc 87: 369-377, 1973.
365. Salchow B:  
In- vivo-Randanalyse von Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1989.
366. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH:  
Nanoleakage: leakage within the hybrid layer.  
Oper Dent 20: 18-25, 1995.
367. Santini A, Plasschaert AJ, Mitchell S:  
Effect of composite resin placement techniques on the microleakage of two self-etching dentin-bonding agents.  
Am J Dent 14: 132-136, 2001.
368. Schaller, HG, Götze W, Bertrams U:  
Prüfung der Wandständigkeit verschiedener Kompositkunststoffe im Seitenzahnbereich.  
Dtsch Zahnärztl Z 43: 914-918, 1988.
369. Schärer P, Chen L:  
Composite-Zemente und Dentinhaftmittel.  
Phillip J 11/12: 326-334, 1998.
370. Schätzle M, Lang NP, Ånerud Å, Boysen H, Bürgin Wand, Loe H:  
The influence of margins of restorations on the periodontal tissues over 26 years.  
J Clin Periodontol 28: 57-59, 2001.
371. Schmidseider A:  
Zahnfarbene Restaurationen der Seitenzähne. Eine wiederendeckte und neue Keramik-technik.  
Phillip J 5/6: 303-309, 1988.

372. Schmitz K:  
Dental-Keramik.  
In: Eichner K (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten, Hüthig, Heidelberg: 191-218, 1985.
373. Schroeder HE:  
Orale Strukturbiologie.  
Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1997.
374. Schuckar M, Geurtsen W:  
Die approximal-zervikale Randdichte von Klasse II Kompositfüllungen nach Temperaturwechselbelastung.  
Dtsch Zahnärztl Z 50: 164-167, 1995.
375. Seekamp C:  
Einfluß einer Co2 Laservorbehandlung auf das Randverhalten von Kompositfüllungen im Dentin. Eine in-vitro Studie.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1991.
376. Seewaldt A:  
Der Einfluss der Kavitätenklasse und des verwendeten Kompositmaterials auf den Randschluss von Frontzahnfüllungen in vitro.  
Zahnmed Diss, Berlin, 1989.
377. Seichter U:  
REM-Untersuchungen über den zervikalen Randspalt bei Composite-Restaurationen mit Haftvermittlern.  
Dtsch Zahnärztl Z 41: 739-742, 1986.
378. Seichter U, Herforth A:  
Vergleichende rasterelektronenmikroskopische Untersuchung über die Randspaltbreite verschiedener Komposites und über die Wiedergabegenauigkeit unterschiedlicher Replikas.  
Dtsch Zahnärztl Z 35: 511-515, 1980.
379. Shen C, Sarrett D:  
Effect of cavity design on the mikroleakage of composite restorations.  
J Dent Res 71: 209 Abstr. No 826, 1992.
380. Shet J, Jensen M, Tolliver D:  
Effect of surface treatment on etched porcelain vond strength to enamel.  
Dent Mater 4: 328-337, 1988.

381. Shets JJ, Jensen ME:  
Luting interfaces and materials for etched porcelain restorations. A status report of the American Journal of Dentistry.  
Am J Dent 1: 225-235, 1988.
382. Sidhu SK:  
Marginal contraction gap formation of light-cured glass ionomers.  
Am J Dent 7: 115-118, 1994.
383. Siervo S, Pampalone A, Siervo P, Siervo R:  
Where is the gap? Machinable ceramic systems and conventional laboratory restorations at a glance.  
Quintessence Int 25: 773-779, 1994.
384. Silness J:  
Periodontal conditions in patients treated with dental bridges.  
J Periodont Res 5: 60-68, 1970a.
385. Silness J:  
Periodontal conditions in patients treated with dental bridges (III). The relationship between the location of the crown margin and the periodontal condition.  
J Periodont Res 5: 225-229, 1970b.
386. Silness J, Löe H:  
Periodontal disease in Pregnancy. II. Correlation between oral hygiene and periodontal condition.  
Acta Odontologica Scandinavica 22: 121-135, 1964.
387. Silness J, Ohm E:  
Periodontal conditions in patients treated with dental bridges (V). Effect of splinting adjacent abutment teeth.  
J Periodont Res 9: 121-126, 1974.
388. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O:  
Variation in pattern of etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy.  
Caries Res 9: 373-387, 1975.
389. Smith DC:  
A milestone in dentistry.  
Operat Dent 7: 14-25, 1982.

390. Smreker E:  
Handbuch der Porcellanfüllungen und Goldeinlagen.  
Berlinische Verlagsanstalt, Berlin, 1926.
391. Söderholm KJ:  
Filler system and resin interface.  
In: Vanherle G, Smith DC (eds.): Posterior Composite Resin Dental Restorativ Materials, Peter Szulc Publication Co, Utrecht: 139-159, 1985.
392. Soerensen JA, Engelman MJ, Torres TJ, Avera SP:  
Sher bond strength of composite resin to porcelain.  
Int J Prostodont 4: 17-23, 1991.
393. Soh G, Sidhu SK:  
The effect of smear layer removal on marginal contraction gaps.  
J Oral Rehabil 21: 411-417, 1994.
394. Solis R, Saravia MA, De Goes MF:  
„In-vitro“ study of microleakage of a new self-etching adhesive system.  
J Dent Res 78: 306 Abst. No 1604, 1999.
395. Soltesz U, Bath P, Klaiber B:  
Dimensional behavior of dental composites due to polymerisation shrinkage and water sorption.  
In: Christel P, Meunier A, Lee AJC (eds.) Biological and Biomechanical Performance of Biomaterials, Amsterdam: 123-128, 1986.
396. Soom U:  
Glaskeramik – Möglichkeiten und Grenzen.  
In: Georg Friedrich Götz-Stiftung – Universität Zürich (Hrsg.): Neue „High-Tech-Methoden“ in der ästhetischen Zahnmedizin. Festschrift zur Verleihung des Friedrich Götz-Preises, Zürich, 1987a.
397. Soom U:  
Glaskeramik Spezialanwendung: Nichtmetallische gegossene Füllungen im Seitenzahngebiet.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 97: 1409-1416, 1987b.
398. Spencer P, Byeröy TJ, Eick J D, Witt J D:  
Chemical characterization of the dentin/adhesive interface by fourier transform infrared photoacoustic spectroscopy.  
Dent Mater 8: 10-15, 1992.

399. Stackhouse JA, Kriston DS, Hagen S, Rao G:  
Effect of dentin location on post-extraction time on TDI/dentin bond strength.  
J Dent Res 65: 812 Abstr No 776, 1986.
400. Staninec M, Mochizuki A, Tanizaki K:  
Interfacial space, marginal leakage and enamel cracks around composite resins.  
Oper Dent 11: 14-24, 1986.
401. Stoll R, Kook K, Kunzelmann K.-H, Zöfel P, Stachniss V:  
Einfluss des Polymerisationsverfahrens auf die marginale Integrität von zweiflächigen  
Seitenzahnfüllungen aus drei Kompositverstoffen.  
Zahn Prax 2: 66-68, 1999
402. Sturdevant JR, Bayne SC, Heymann HO:  
Margin gap size of ceramic inlays using second-generation CAD/CAM equipment.  
J Est Dent 11; 4; 206-214, 1999.
403. Sucker R:  
Erfahrungen mit der Empress-Keramik. Die Herstellung von Inlay- und Onlayersatz.  
Dental-Labor 40: 67-74, 1992.
404. Szep S, Kunkel A, Ronge K, Heidemann D:  
Cytotoxicity of modern dentin adhesives-in vitro testing on gingival fibroblasts.  
J Biomed Mater Res 63: 53-60, 2002.
405. Tagami J, Hosada H, Fusayama T:  
Optimal technique of etching enamel.  
Oper Dent 13: 181-184, 1988.
406. Tam LE, Pilliar RM:  
Fracture surface characterization of dentin-bonded interfacial fracture toughness specimens.  
J Dent Res 73: 607-619, 1994.
407. Tao L, Pashley DH:  
Shear bond strength to dentin: effects of surface treatments, depth and position.  
Dent Mater 4: 371-378, 1988.
408. Tappe A, Matschinske U, Sander B, Timpe HJ:  
Zur Polymerisationsschrumpfung lichthärtender Kunststoffe.  
Zahn Mund Kieferheilkd Zentralbl 78: 721-725, 1990.



409. Taylor MJ, Lynch E:  
Microleakage.  
J Dent 20: 3-10, 1992.
410. Than A, Duguid R, McKendrick AJW:  
Relationship between restorations and the level of the periodontal attachment.  
J Clin Periodontol 9: 193-202, 1982.
411. Theis K-W:  
Glaskeramik – ein neues Restaurationsmaterial.  
Phillip J 4/1: 38-40, 1987.
412. Theisen E:  
Keramik-Inlays mit bewährten Materialien hergestellt.  
Dental Labor 35: 1549-1551, 1987.
413. Theisen E:  
Anfertigung keramischer Inlays im Labor – Erfahrungen mit Ducera-Lay (I).  
Quintess Zahntech 14: 675-686, 1988a.
414. Theisen E:  
Anfertigung keramischer Inlays im Labor – Erfahrungen mit Ducera-Lay (II).  
Quintess Zahntech 14: 799-812, 1988b.
451. Thonemann M, Schmalz G, Brandenstrein S, Hiller KA:  
Randspaltverhalten von Keramikinlays mit Dentinadhäsiven in vitro.  
Dtsch Zahnärztl Z 49: 840-844, 1994.
416. Toledano M, Osorio R, Leonardi G de, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA:  
Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin.  
Am J Dent Aug 14: 205-210, 2001.
417. Torstenson B, Brännström M:  
Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress.  
Oper Dent 13: 24-31, 1988.
418. Tsuchiya T, Zidan O, Gomez-Martin O:  
Marginal gaps in class V cavities: Comparative study of dentinal bonding agents and application techniques.  
J Dent Res 65: 765 Abstr. No. 353, 1986.

419. Ueberschär M, Bialek A, Geurtsen W:  
Proximal sealing of Cerec – inlays with two different bonding agents.  
In: Möermann WH (ed.): State of the arte of the CEREC-method. International symposium on computer restorations, Quintessence, Chicago: 453-460, 1991.
420. Viohl J, Dermann K, Quast D, Venz S:  
Die Chemie zahnärztlicher Füllungswerkstoffe.  
Hanser, München, 1986.
421. Viohl J:  
Werkstoffkundliche Untersuchung der Wasseraufnahme und Biegefestigkeit von Kunststoff-Füllungsmaterialien.  
Dtsch Zahnärztl Z 29: 442-449, 1974.
422. Viohl J:  
Komposite im Seitenzahnbereich aus werkstoffkundlicher Sicht.  
Dtsch Zahnärztl Z 39: 342-348, 1984.
423. Viohl J:  
Properties of resin filling materials.  
Quintess Int 15: 865-872, 1984.
424. Viohl J:  
Kunststoff-Füllungswerkstoffe.  
In: Eichner K (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band I, Hüthing, Heidelberg: 125-158, 1985.
425. Viohl J:  
Polymerisationstiefe von photopolymerisierenden Füllungsstoffen.  
Dtsch Zahnärztl Z 37: 194-196, 1992.
426. Waerhaug J:  
Histological considerations which govern where the margin of restorations should be located in relation to the gingiva.  
Dental Clinics of North America: 160-176, 1960.
427. Walkhoff O, Hess W:  
Lehrbuch der konservierenden Zahnheilkunde.  
Johann Ambrosius Barth, Leipzig, 1949.

428. Warren K:  
An investigation into the microhardness of a light-cured composite when cured through varying thickness of porcelain.  
*J Oral Rehabil* 17: 327-334, 1990.
429. Wenner KK, Fairhurst CW, Morris CF, Hawkins IK, Ringle RD:  
Microleakage of root restorations.  
*J Am Dent Assoc* 117: 825-828, 1988.
430. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G:  
Composite resin in the 21st century.  
*Quintessence Int* 24: 641-658, 1993.
431. Williams VD, Svare CW:  
The effect of five-year storage prior to bonding on enamel/composite bond strength.  
*J Dent Res* 64: 151-154, 1985.
432. Williams VD, Svare CW, Aquilino SA:  
Duration of tooth storage vs. potential for dentinal adhesive bonding.  
*J Dent Res* 63: 276-281, 1985.
433. Wilson NHF, Smith GA, Wilson MA:  
A clinical trial of a visible light cured posterior composite resin restorative material: three-year results.  
*Quintessence Int* 17: 643-652, 1986.
434. Witzel A:  
Über die Prüfung der Amalgame mittels der Eosinprobe.  
*Dtsch Mschr für Zahnheilk*: 253, 1900.
435. Wohlwend A, Schärer P:  
Die Empress-Technik.  
*Quintess Zahntech* 16: 966-978, 1990.
436. Yanagawa T, Chigira H, Manabe A, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S:  
Adaption of a resin composite in vivo.  
*J Dent* 24: 71-75, 1996.
437. Yap AU, Tan S, Teh TY:  
The effect of polishing systems of microleakage of tooth coloured restoratives: Part 1. Conventional and resin-modified glass ionomer cements.  
*J Oral Rehabil* 27: 117-123, 2000.

438. Youngson CC, Grey NJA:  
An in vitro comparative analysis: scanning electron microscopy of dentin/restoration interfaces.  
Dent Mater 8: 252-258, 1992.
439. Zheng L, Pereira PN, Somphone P, Nikaido T, Tagami J:  
Effect of hydrostatic pressure on regional bond strengths of compomers to dentine.  
J Dent 28: 501-508, 2000.

## Anhang

### Messprotokolle

#### Schichtdickenmessung

##### Etch & Prime 3.0 Variolink II

Zahn Nr.	Messwert in $\mu$	Material	Verfahren
1	- 0,010	CEREC	nicht polymerisiert
2	- 0,012	CEREC	nicht polymerisiert
3	- 0,014	CEREC	nicht polymerisiert
4	- 0,020	CEREC	nicht polymerisiert
5	- 0,017	CEREC	nicht polymerisiert
6	- 0,010	CEREC	nicht polymerisiert
7	- 0,014	CEREC	nicht polymerisiert
8	- 0,018	CEREC	nicht polymerisiert
9	- 0,007	CEREC	polymerisiert
10	- 0,009	CEREC	polymerisiert
11	- 0,008	CEREC	polymerisiert
12	- 0,009	CEREC	polymerisiert
13	- 0,010	CEREC	polymerisiert
14	- 0,009	CEREC	polymerisiert
15	- 0,009	CEREC	polymerisiert
16	- 0,015	CEREC	polymerisiert
17	- 0,009	Empress	nicht polymerisiert
18	- 0,008	Empress	nicht polymerisiert
19	- 0,008	Empress	nicht polymerisiert
20	- 0,009	Empress	nicht polymerisiert
21	- 0,010	Empress	nicht polymerisiert
22	- 0,009	Empress	nicht polymerisiert
23	- 0,008	Empress	nicht polymerisiert
24	- 0,007	Empress	nicht polymerisiert
25	- 0,009	Empress	polymerisiert
26	- 0,011	Empress	polymerisiert
27	- 0,008	Empress	polymerisiert
28	- 0,009	Empress	polymerisiert
29	- 0,009	Empress	polymerisiert
30	- 0,007	Empress	polymerisiert
31	- 0,010	Empress	polymerisiert
32	- 0,008	Empress	polymerisiert

## Quantitative Randanalyse

Übergänge Schmelz/Komposit und Inlay/Komposit in schmelzbegrenzenden Arealen vor Temperaturlastwechsel, Cerec Inlay														
Nr.:	Inlay	SK1	SK2	SK3	SK4	SK5	SK6	ISK1	ISK2	ISK3	ISK4	ISK5	ISK6	
1	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	ISK6
1*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
2	C-n.p.	50.49	35.62	13.89	0.00	0.00	0.00	50.31	41.17	8.52	0.00	0.00	0.00	0.00
2*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
3	C-n.p.	85.44	14.56	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
3*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
4	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
4*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
5	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
5*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
6	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	92.74	7.26	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
6*	C-n.p.	85.89	14.11	0.00	0.00	0.00	0.00	85.85	14.15	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
7	C-n.p.	94.70	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
7*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
8	C-n.p.	86.24	5.24	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
8*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
9	C-p.	85.63	14.37	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
9*	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	93.98	6.02	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
10	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	98.22	1.780	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
10*	C-p.	43.90	34.89	0.00	0.00	0.00	0.00	21.21	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
11	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
11*	C-p.	27.72	72.28	0.00	0.00	0.00	0.00	16.75	83.25	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
12	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
12*	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
13	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
13*	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
14	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
14*	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
15	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	89.39	10.61	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
15*	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
16	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
16*	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00

C-n.p. = Cerec nicht polymerisiert  
C-p. = Cerec polymerisiert

SK1 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium A  
SK2 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium B  
SK3 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium C  
SK4 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium D  
SK5 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium E  
SK6 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium F

ISK1 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbegrenzenden Arealen mit Randkriterium A  
ISK2 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbegrenzenden Arealen mit Randkriterium B  
ISK3 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbegrenzenden Arealen mit Randkriterium C  
ISK4 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbegrenzenden Arealen mit Randkriterium D  
ISK5 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbegrenzenden Arealen mit Randkriterium E  
ISK6 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbegrenzenden Arealen mit Randkriterium F

Übergänge Schmelz/Komposit und Inlay/Komposit in schmelzbegrenzenden Arealen vor Temperaturlastwechsel, Empress Inlay													
Nr.:	Inlay	SK1	SK2	SK3	SK4	SK5	SK6	ISK1	ISK2	ISK3	ISK4	ISK5	ISK6
17	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
17*	E-n.p.	62.18	37.82	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
18	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
18*	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
19	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
19*	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
20	E-n.p.	74.78	25.22	0.00	0.00	0.00	0.00	76.80	23.40	0.00	0.00	0.00	0.00
20*	E-n.p.	70.45	10.09	0.00	19.46	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
21	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
21*	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
22	E-n.p.	87.33	12.67	0.00	0.00	0.00	0.00	85.54	14.46	0.00	0.00	0.00	0.00
22*	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
23	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
23*	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
24	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
24*	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
25	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
25*	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
26	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
26*	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
27	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
27*	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
28	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
28*	E-p.	59.30	0.00	0.00	0.00	0.00	40.70	79.29	0.00	0.00	0.00	0.00	20.71
29	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
29*	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
30	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
30*	E-p.	60.52	34.55	0.00	0.00	0.00	4.93	50.65	49.35	0.00	0.00	0.00	0.00
31	E-p.	98.42	1.58	0.00	0.00	0.00	0.00	80.49	16.41	0.00	0.00	0.00	3.10
31*	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
32	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	94.71	0.00	0.00	5.29	0.00	0.00
32*	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00

E-n.p. = Empress nicht polymerisiert  
E-p. = Empress polymerisiert

SK1 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium A  
SK2 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium B  
SK3 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium C  
SK4 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium D  
SK5 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium E  
SK6 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium F  
ISK1 = Übergang Inlay/Komposit in schmelz-egrenzenden Arealen mit Randkriterium A  
ISK2 = Übergang Inlay/Komposit in schmelz-egrenzenden Arealen mit Randkriterium B  
ISK3 = Übergang Inlay/Komposit in schmelz-egrenzenden Arealen mit Randkriterium C  
ISK4 = Übergang Inlay/Komposit in schmelz-egrenzenden Arealen mit Randkriterium D  
ISK5 = Übergang Inlay/Komposit in schmelz-egrenzenden Arealen mit Randkriterium E  
ISK6 = Übergang Inlay/Komposit in schmelz-egrenzenden Arealen mit Randkriterium F

Übergänge Dentin/Komposit und Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen vor Temperaturlastwechsel, Cerec Inlay													
Nr.:	Inlay	DK1	DK2	DK3	DK4	DK5	DK6	IDK1	IDK2	IDK3	IDK4	IDK5	IDK6
1	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
1*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
2	C-n.p.	66.01	33.99	0.00	0.00	0.00	0.00	58.51	10.80	30.69	0.00	0.00	0.00
2*	C-n.p.	96.20	0.00	0.00	0.00	0.00	3.80	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
3	C-n.p.	86.52	13.48	0.00	0.00	0.00	0.00	93.03	6.97	0.00	0.00	0.00	0.00
3*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
4	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
4*	C-n.p.	81.08	15.05	0.00	0.00	0.00	3.87	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
5	C-n.p.	97.23	2.77	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
5*	C-n.p.	98.10	0.00	0.00	0.00	0.00	1.90	98.02	0.00	0.00	0.00	0.00	1.98
6	C-n.p.	94.27	0.00	0.00	0.00	0.00	5.73	96.18	3.82	0.00	0.00	0.00	0.00
6*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
7	C-n.p.	98.67	0.00	0.00	0.00	0.00	1.33	90.64	9.36	0.00	0.00	0.00	0.00
7*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
8	C-n.p.	91.80	3.28	0.00	0.00	0.00	4.92	96.46	3.54	0.00	0.00	0.00	0.00
8*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
9	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	98.85	1.02	0.13	0.00	0.00	0.00
9*	C-p.	52.68	47.32	0.00	0.00	0.00	0.00	98.38	1.62	0.00	0.00	0.00	0.00
10	C-p.	95.57	0.00	0.00	0.00	0.00	4.43	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
10*	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
11	C-p.	87.22	0.00	0.00	0.00	0.00	12.78	89.86	0.00	0.00	0.00	0.00	10.14
11*	C-p.	61.80	19.32	0.00	0.00	0.00	18.88	76.25	23.75	0.00	0.00	0.00	1.41
12	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	97.08	0.00	2.92	0.00	0.00	0.00
12*	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
13	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
13*	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
14	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
14*	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	97.76	1.63	0.00	0.61	0.00	0.00
15	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
15*	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
16	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
16*	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00

C-n.p. = Cerec nicht polymerisiert  
C-p. = Cerec polymerisiert

DK1 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium A  
DK2 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium B  
DK3 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium C  
DK4 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium D  
DK5 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium E  
DK6 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium F

IDK1 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium A  
IDK2 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium B  
IDK3 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium C  
IDK4 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium D  
IDK5 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium E  
IDK6 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium F



Übergänge Dentin/Komposit und Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen vor Temperaturlastwechsel, Empress Inlay													
Nr.:	Inlay	DK1	DK2	DK3	DK4	DK5	DK6	IDK1	IDK2	IDK3	IDK4	IDK5	IDK6
17	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
17*	E-n.p.	96.36	0.00	0.00	0.00	0.00	3.62	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
18	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	92.83	7.17	0.00	0.00	0.00	0.00
18*	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
19	E-n.p.	94.02	1.98	0.00	0.00	0.00	4.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
19*	E-n.p.	78.81	9.87	0.00	0.00	0.00	11.32	89.60	10.40	0.00	0.00	0.00	0.00
20	E-n.p.	69.77	30.23	0.00	0.00	0.00	0.00	82.15	17.85	0.00	0.00	0.00	0.00
20*	E-n.p.	83.57	8.65	0.00	0.00	0.00	0.00	83.79	16.21	0.00	0.00	0.00	0.00
21	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
21*	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
22	E-n.p.	93.74	6.26	0.00	0.00	0.00	0.00	98.92	0.00	0.00	0.00	0.00	1.08
22*	E-n.p.	91.27	8.73	0.00	0.00	0.00	0.00	92.25	7.75	0.00	0.00	0.00	0.00
23	E-n.p.	76.08	5.32	0.00	0.00	0.00	18.60	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
23*	E-n.p.	97.25	0.00	0.00	0.00	0.00	2.75	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
24	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
24*	E-p.	91.97	8.03	0.00	0.00	0.00	0.00	95.05	4.95	0.00	0.00	0.00	0.00
25	E-p.	85.64	7.71	0.00	0.00	0.00	6.65	98.50	1.50	0.00	0.00	0.00	0.00
25*	E-p.	85.50	7.85	0.00	0.00	0.00	6.65	90.00	10.00	0.00	0.00	0.00	0.00
26	E-p.	92.91	7.09	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
26*	E-p.	83.60	0.00	10.93	5.47	0.00	0.00	77.31	1.78	13.83	7.08	0.00	0.00
27	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
27*	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
28	E-p.	92.97	5.23	0.00	0.00	0.00	1.80	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
28*	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
29	E-p.	97.70	0.00	0.00	0.00	0.00	2.30	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
29*	E-p.	83.05	16.95	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
30	E-p.	90.12	9.88	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
30*	E-p.	92.65	2.62	0.00	4.06	0.67	0.00	91.28	3.56	0.00	2.69	2.47	0.00
31	E-p.	94.80	5.20	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
31*	E-p.	73.50	26.50	0.00	0.00	0.00	0.00	58.39	41.61	0.00	0.00	0.00	0.00
32	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
32*	E-p.	94.11	0.00	0.00	0.00	0.00	5.89	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00

E-n.p. = Empress nicht polymerisiert  
E-p. = Empress polymerisiert

DK1 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium A  
DK2 = Übergang Inlay/Komposit mit Randkriterium B  
DK3 = Übergang Dentin/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium C  
DK4 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium D  
DK5 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium E  
DK6 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium F  
IDK1 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium A  
IDK2 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium B  
IDK3 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium C  
IDK4 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium D  
IDK5 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium E  
IDK6 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium F

Übergänge Schmelz/Komposit und Inlay/Komposit in schmelzbezogenen Arealen nach Temperaturlastwechsel, Cerec Inlay													
Nr.:	Inlay	SK1	SK2	SK3	SK4	SK5	SK6	ISK1	ISK2	ISK3	ISK4	ISK5	ISK6
1	C-n.p.	95.03	0.00	0.00	2.46	2.51	0.00	87.02	0.00	0.00	12.98	0.00	0.00
1*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
2	C-n.p.	36.83	49.18	13.99	0.00	0.00	0.00	43.53	40.00	7.42	9.05	0.00	0.00
2*	C-n.p.	77.53	16.33	0.00	6.14	0.00	0.00	78.02	17.20	0.00	4.78	0.00	0.00
3	C-n.p.	80.04	19.96	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
3*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
4	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
4*	C-n.p.	62.13	37.87	0.00	0.00	0.00	0.00	65.10	34.90	0.00	0.00	0.00	0.00
5	C-n.p.	76.76	23.24	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
5*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
6	C-n.p.	65.86	16.90	0.00	15.93	1.31	0.00	61.18	20.00	0.00	15.46	3.36	0.00
6*	C-n.p.	85.65	14.35	0.00	0.00	0.00	0.00	81.90	18.10	0.00	0.00	0.00	0.00
7	C-n.p.	94.57	0.00	0.00	0.00	0.00	5.43	87.84	12.16	0.00	0.00	0.00	0.00
7*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
8	C-n.p.	81.99	9.11	0.00	0.00	0.00	8.90	85.22	14.78	0.00	0.00	0.00	0.00
8*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	68.35	31.65	0.00	0.00	0.00	0.00
9	C-p.	79.54	20.46	0.00	0.00	0.00	0.00	80.67	19.33	0.00	0.00	0.00	0.00
9*	C-p.	92.32	7.68	0.00	0.00	0.00	0.00	83.68	16.32	0.00	0.00	0.00	0.00
10	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	92.98	7.02	0.00	0.00	0.00	0.00
10*	C-p.	42.98	35.22	0.00	0.00	0.00	21.80	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
11	C-p.	50.49	49.51	0.00	0.00	0.00	0.00	61.25	38.75	0.00	0.00	0.00	0.00
11*	C-p.	24.52	66.56	0.00	8.92	0.00	0.00	14.06	85.94	0.00	0.00	0.00	0.00
12	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
12*	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
13	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
13*	C-p.	61.28	38.72	0.00	0.00	0.00	0.00	63.86	36.14	0.00	0.00	0.00	0.00
14	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
14*	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
15	C-p.	87.94	12.06	0.00	0.00	0.00	0.00	85.30	14.70	0.00	0.00	0.00	0.00
15*	C-p.	87.23	12.77	0.00	0.00	0.00	0.00	87.14	12.86	0.00	0.00	0.00	0.00
16	C-p.	67.84	3.24	0.00	25.49	3.43	0.00	26.69	71.09	0.00	2.22	0.00	0.00
16*	C-p.	62.19	37.81	0.00	0.00	0.00	0.00	63.57	36.43	0.00	0.00	0.00	0.00

C-n.p. = Cerec nicht polymerisiert  
C-p. = Cerec polymerisiert

SK1 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium A  
SK2 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium B  
SK3 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium C  
SK4 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium D  
SK5 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium E  
SK6 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium F

ISK1 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbezogenen Arealen mit Randkriterium A  
ISK2 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbezogenen Arealen mit Randkriterium B  
ISK3 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbezogenen Arealen mit Randkriterium C  
ISK4 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbezogenen Arealen mit Randkriterium D  
ISK5 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbezogenen Arealen mit Randkriterium E  
ISK6 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbezogenen Arealen mit Randkriterium F

Übergänge Schmelz/Komposit und Inlay/Komposit in schmelzbezogenen Arealen nach Temperaturlastwechsel, Empress Inlay														
Nr.:	Inlay	SK1	SK2	SK3	SK4	SK5	SK6	ISK1	ISK2	ISK3	ISK4	ISK5	ISK6	
17	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	79.86	20.14	0.00	0.00	0.00	0.00	
17*	E-n.p.	59.46	40.54	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
18	E-n.p.	83.00	17.00	0.00	0.00	0.00	0.00	79.41	20.59	0.00	0.00	0.00	0.00	
18*	E-n.p.	62.56	37.44	0.00	0.00	0.00	0.00	69.55	30.45	0.00	0.00	0.00	0.00	
19	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
19*	E-n.p.	72.94	27.06	0.00	0.00	0.00	0.00	71.36	28.64	0.00	0.00	0.00	0.00	
20	E-n.p.	0.00	49.50	0.00	6.79	43.71	0.00	23.09	53.11	0.00	23.80	0.00	0.00	
20*	E-n.p.	63.25	14.02	0.00	22.73	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
21	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
21*	E-n.p.	48.79	42.07	0.00	9.14	0.00	0.00	80.37	19.63	0.00	0.00	0.00	0.00	
22	E-n.p.	59.31	40.69	0.00	0.00	0.00	0.00	61.61	38.39	0.00	0.00	0.00	0.00	
22*	E-n.p.	83.03	16.97	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
23	E-n.p.	48.86	51.14	0.00	0.00	0.00	0.00	47.73	52.27	0.00	0.00	0.00	0.00	
23*	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
24	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
24*	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
25	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
25*	E-p.	88.24	4.19	0.00	7.57	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
26	E-p.	88.24	4.19	0.00	7.57	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
26*	E-p.	24.25	61.39	0.00	14.36	0.00	0.00	48.51	36.92	0.00	14.57	ISK5	0.00	
27	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
27*	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
28	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
28*	E-p.	40.04	19.06	0.00	0.00	0.00	40.90	68.55	10.95	0.00	0.00	0.00	20.50	
29	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
29*	E-p.	70.78	29.22	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
30	E-p.	63.33	35.55	0.00	1.12	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
30*	E-p.	59.83	35.97	0.00	0.00	0.00	4.20	50.01	49.99	0.00	0.00	0.00	0.00	
31	E-p.	88.65	11.35	0.00	0.00	0.00	0.00	80.49	16.46	0.00	0.00	0.00	3.05	
31*	E-p.	48.38	51.62	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	
32	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	94.30	0.00	0.00	5.70	0.00	0.00	
32*	E-p.	92.91	0.00	0.00	7.09	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	

E-n.p. = Empress nicht polymerisiert  
E-p. = Empress polymerisiert

SK1 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium A  
SK2 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium B  
SK3 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium C  
SK4 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium D  
SK5 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium E  
SK6 = Übergang Schmelz/Komposit mit Randkriterium F  
  
ISK1 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbezogenen Arealen mit Randkriterium A  
ISK2 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbezogenen Arealen mit Randkriterium B  
ISK3 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbezogenen Arealen mit Randkriterium C  
ISK4 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbezogenen Arealen mit Randkriterium D  
ISK5 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbezogenen Arealen mit Randkriterium E  
ISK6 = Übergang Inlay/Komposit in schmelzbezogenen Arealen mit Randkriterium F

Übergänge Dentin/Komposit und Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen nach Temperaturlastwechsel, Cerec Inlay													
Nr.:	Inlay	DK1	DK2	DK3	DK4	DK5	DK6	IDK1	IDK2	IDK3	IDK4	IDK5	IDK6
1	C-n.p.	83.68	16.32	0.00	0.00	0.00	0.00	82.25	17.75	0.00	0.00	0.00	0.00
1*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
2	C-n.p.	50.75	42.98	0.00	4.15	2.12	0.00	53.11	10.13	30.60	3.07	3.09	0.00
2*	C-n.p.	95.96	0.98	0.00	0.00	0.00	3.06	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
3	C-n.p.	77.00	23.00	0.00	0.00	0.00	0.00	86.56	13.44	0.00	0.00	0.00	0.00
3*	C-n.p.	91.43	8.57	0.00	0.00	0.00	0.00	90.70	9.30	0.00	0.00	0.00	0.00
4	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
4*	C-n.p.	80.07	16.33	0.00	0.00	0.00	3.60	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
5	C-n.p.	97.02	2.98	0.00	0.00	0.00	0.00	95.00	5.00	0.00	0.00	0.00	0.00
5*	C-n.p.	98.41	0.00	0.00	0.00	0.00	1.59	98.09	0.00	0.00	0.00	0.00	1.91
6	C-n.p.	94.10	0.33	0.00	0.00	0.00	5.57	90.18	9.82	0.00	0.00	0.00	0.00
6*	C-n.p.	90.86	9.14	0.00	0.00	0.00	0.00	90.95	9.05	0.00	0.00	0.00	0.00
7	C-n.p.	97.44	1.24	0.00	0.00	0.00	1.32	89.83	10.17	0.00	0.00	0.00	0.00
7*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
8	C-n.p.	85.52	9.46	0.00	0.00	0.00	5.02	74.34	25.66	0.00	0.00	0.00	0.00
8*	C-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	93.06	6.94	0.00	0.00	0.00	0.00
9	C-p.	50.76	49.24	0.00	0.00	0.00	0.00	52.20	47.50	0.30	0.00	0.00	0.00
9*	C-p.	23.46	76.54	0.00	0.00	0.00	0.00	95.88	4.12	0.00	0.00	0.00	0.00
10	C-p.	35.78	60.22	0.00	0.00	0.00	4.00	94.86	5.14	0.00	0.00	0.00	0.00
10*	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	91.36	8.64	0.00	0.00	0.00	0.00
11	C-p.	19.10	68.63	0.00	0.00	0.00	12.27	38.55	50.73	0.00	0.00	0.00	10.72
11*	C-p.	52.68	27.11	0.00	1.37	0.00	18.84	74.98	23.26	0.00	0.31	0.00	1.45
12	C-p.	92.02	7.98	0.00	0.00	0.00	0.00	97.20	0.00	2.80	0.00	0.00	0.00
12*	C-p.	92.47	5.06	0.00	2.47	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
13	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
13*	C-p.	79.99	18.07	0.00	1.94	0.00	0.00	75.17	22.44	0.00	2.39	0.00	0.00
14	C-p.	82.02	16.66	0.00	1.32	0.00	0.00	99.02	0.00	0.00	0.00	0.98	0.00
14*	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	97.24	1.67	0.00	1.09	0.00	0.00
15	C-p.	81.80	18.20	0.00	0.00	0.00	0.00	94.62	5.38	0.00	0.00	0.00	0.00
15*	C-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
16	C-p.	33.53	63.85	0.00	2.62	0.00	0.00	50.35	41.80	0.00	7.85	0.00	0.00
16*	C-p.	44.05	44.00	0.00	11.95	0.00	0.00	44.29	45.68	0.00	10.03	0.00	0.00

C-n.p. = Cerec nicht polymerisiert  
C-p. = Cerec polymerisiert

DK1 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium A  
DK2 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium B  
DK3 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium C  
DK4 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium D  
DK5 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium E  
DK6 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium F

IDK1 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium A  
IDK2 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium B  
IDK3 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium C  
IDK4 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium D  
IDK5 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium E  
IDK6 = Übergang Inlay/Komposit in dentinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium F

Übergänge Dentin/Komposit und Inlay/Komposit in derinbegrenzenden Arealen nach Temperaturlastwechsel, Empress Inlay

Nr.:	Inlay	DK1	DK2	DK3	DK4	DK5	DK6	IDK1	IDK2	IDK3	IDK4	IDK5	IDK6
17	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
17*	E-n.p.	79.94	17.50	0.00	0.00	0.00	2.56	81.41	18.59	0.00	0.00	0.00	0.00
18	E-n.p.	78.59	21.41	0.00	0.00	0.00	0.00	91.24	5.63	0.00	3.13	0.00	0.00
18*	E-n.p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
19	E-n.p.	81.91	14.00	0.00	0.00	0.00	4.09	99.81	0.19	0.00	0.00	0.00	0.00
19*	E-n.p.	60.91	27.81	0.00	0.00	0.00	11.28	56.50	43.50	0.00	0.00	0.00	0.00
20	E-n.p.	47.84	49.97	0.00	2.19	0.00	0.00	57.88	42.12	0.00	0.00	0.00	0.00
20*	E-n.p.	76.59	15.32	0.00	8.09	0.00	0.00	82.75	17.25	0.00	0.00	0.00	0.00
21	E-n.p.	99.06	0.94	0.00	0.00	0.00	0.00	92.65	7.35	0.00	0.00	0.00	0.00
21*	E-n.p.	92.85	0.00	0.00	7.15	0.00	0.00	93.99	3.13	0.00	2.88	0.00	0.00
22	E-n.p.	93.01	6.99	0.00	0.00	0.00	0.00	84.59	13.51	0.00	0.00	0.00	1.90
22*	E-n.p.	74.59	25.41	0.00	0.00	0.00	0.00	80.11	19.89	0.00	0.00	0.00	0.00
23	E-n.p.	75.80	5.70	0.00	0.00	0.00	18.50	94.47	5.53	0.00	0.00	0.00	0.00
23*	E-n.p.	85.56	14.44	0.00	0.00	0.00	0.00	83.08	16.92	0.00	0.00	0.00	0.00
24	E-p.	91.00	9.00	0.00	0.00	0.00	0.00	90.98	9.02	0.00	0.00	0.00	0.00
24*	E-p.	93.78	6.22	0.00	0.00	0.00	0.00	88.79	11.21	0.00	0.00	0.00	0.00
25	E-p.	66.09	27.24	0.00	0.00	0.00	6.67	95.03	1.31	0.00	3.66	0.00	0.00
25*	E-p.	85.23	8.14	0.00	0.00	0.00	6.63	89.76	10.24	0.00	0.00	0.00	0.00
26	E-p.	85.23	14.77	0.00	0.00	0.00	0.00	92.58	7.42	0.00	0.00	0.00	0.00
26*	E-p.	78.02	4.17	11.94	5.87	0.00	0.00	64.46	14.43	13.98	7.13	0.00	0.00
27	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
27*	E-p.	77.58	22.42	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
28	E-p.	60.21	37.92	0.00	0.00	0.00	1.87	90.13	9.87	0.00	0.00	0.00	0.00
28*	E-p.	83.53	16.47	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
29	E-p.	85.11	12.54	0.00	0.00	0.00	2.35	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
29*	E-p.	77.05	22.95	0.00	0.00	0.00	0.00	78.20	21.80	0.00	0.00	0.00	0.00
30	E-p.	83.36	16.64	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
30*	E-p.	84.33	9.02	0.00	5.87	0.78	0.00	88.74	4.64	0.00	3.01	3.61	0.00
31	E-p.	88.29	11.71	0.00	0.00	0.00	0.00	81.04	18.96	0.00	0.00	0.00	0.00
31*	E-p.	73.29	26.71	0.00	0.00	0.00	0.00	21.86	73.00	0.00	5.14	0.00	0.00
32	E-p.	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
32*	E-p.	88.29	5.74	0.00	0.00	0.00	5.97	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00

E-n.p. = Empress nicht polymerisiert  
E-p. = Empress polymerisiert

DK1 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium A  
DK2 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium B  
DK3 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium C  
DK4 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium D  
DK5 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium E  
DK6 = Übergang Dentin/Komposit mit Randkriterium F  
IDK1 = Übergang Inlay/Komposit in derinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium A  
IDK2 = Übergang Inlay/Komposit in derinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium B  
IDK3 = Übergang Inlay/Komposit in derinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium C  
IDK4 = Übergang Inlay/Komposit in derinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium D  
IDK5 = Übergang Inlay/Komposit in derinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium E  
IDK6 = Übergang Inlay/Komposit in derinbegrenzenden Arealen mit Randkriterium F

## Farbstoffpenetrationstest

	Eindringtiefe Schmelz in mm							
Inlay	1	2	3	4	5	6	7	8
C-n.p.	0.3	0	0.1	0	0	0	0.15	0
C-n.p.	0	0	0.2	0.2	0	0.3	0	0.15
C-n.p.	0	1.3	0	0	0	1.1	0	0
C-n.p.	0	0	0.5	0	0	0	0.5	0
C-n.p.	0	0	0	0	0	0	0	0
C-n.p.	0.9	0	0	0	0.75	0.25	0	0
C-n.p.	0.2	0.2	0	0	0.25	0.25	0	0
C-n.p.	0	0	0	0	0	0	0	0
C-p.	0	0	0	0	0	0	0	0
C-p.	0	0	0	0	0	0	0	0
C-p.	1.9	0.8	0	0	1.75	0.6	0	0
C-p.	0.25	0	0	0	0.3	0	0.1	0
C-p.	0	0	0	0	0	0	0	0
C-p.	0.5	0.9	0	0.1	0.4	0.5	0	0.1
C-p.	0.5	0	0	0	0.5	0	0	0
C-p.	0	0	0.6	0.5	0	0	0.5	0.5
E-n.p.	0	0	0	0	0	0	0	0
E-n.p.	0.6	0	0	0	0.7	0.3	0	0
E-n.p.	0.5	0	0.4	0.8	0.4	0	0.3	0.3
E-n.p.	0.3	0	0.3	0	0.2	0	0.4	0.2
E-n.p.	0	3	0	0	0.1	0	0	0.2
E-n.p.	0	0	0	0	0	0	0	0
E-n.p.	0	0	0	0	0	0	0	0
E-n.p.	0	0	1.2	0	0	0	0.25	0
E-p.	0	0	0	0	0	0	0	0
E-p.	2	1.8	0	0	1.7	1.1	0	0
E-p.	0	0	0	0	0	0	0	0
E-p.	0.4	0	0	0	0.3	0	0	0
E-p.	0	0	0	0.1	0	0	0	0.2
E-p.	0.1	0	0	0	0.2	0	0	0
E-p.	1.2	0.12	0.5	1.5	2	0	1.7	0.3
E-p.	0	0	0	0	0	0	0	0



Eindringtiefe Dentin in mm								
Inlay	DI	DIb	DIc	DIIa	DIIb	DIIc	DIII	DIIIa
C-n.p.	0.3	0	0.1	0.2	0	0	0	0
C-n.p.	0.8	0	0.7	0.5	1.3	0.9	1.5	0.8
C-n.p.	0.3	0.4	0.2	0.8	0	0.2	0	0
C-n.p.	1.5	0.2	1	0.6	0.1	0	0	0.1
C-n.p.	0.1	0	0	0.4	0.3	0	0.1	0
C-n.p.	0.1	0.3	0	0.1	0.5	0.3	0.2	0.3
C-n.p.	0	0.3	0	0	0	0	0	0.1
C-n.p.	0.3	0.2	0	0.4	0.2	0.1	0.1	0
C-p.	0.1	1	0	0.6	0.5	0.1	0.6	0.4
C-p.	0.5	0.1	0.1	0	0.1	0	0.2	0
C-p.	0.8	0.9	1	1.1	0.3	1	0	1.3
C-p.	0	0.3	0	0	0	0	0	0.1
C-p.	0	0.1	0	0.2	0	0.1	0.1	0
C-p.	0	0	0.3	0	0.3	0.2	0.6	0.2
C-p.	0.1	0.2	0	0.1	0	0.1	0	0
C-p.	0.5	0	0.2	0.3	0.5	0.2	0.9	0
E-n.p.	0	0.2	0.3	0	0	0.1	0	0.2
E-n.p.	0.8	0.3	1	0.4	0.2	0	0	0
E-n.p.	0.3	0.1	0	0.3	0	0.2	0	0
E-n.p.	2	0.2	1.5	0.5	1.9	1	1	0.8
E-n.p.	0.2	0	0.4	0.3	0.2	0.3	0	0.3
E-n.p.	0	0	0.3	0.1	0	0.7	0.2	0.7
E-n.p.	0.5	0.2	0	0	0	0.2	0	0.1
E-n.p.	0.1	0	0	0.3	0	0.5	0	0.2
E-p.	0	0.2	0	0.5	0	0	0	0
E-p.	0	0.6	0.5	0.3	2.8	0	3	0
E-p.	1.3	0.4	0.8	0	0.3	0	0	0
E-p.	0.6	0	0.3	0.5	0.2	0.3	0.4	0
E-p.	0.3	0.2	0	0	0	0.8	0	0.6
E-p.	0	1.5	0.2	1.2	1.5	0.6	1.7	0.8
F-p.	0	0	0.1	0.3	0.3	0.5	0.4	0.2
E-p.	0.4	0.2	0.3	0.4	0.1	0	0	0

## Materialliste

1. Sono-Cem, Espe Dental AG, 82229 Seefeld
2. Siroson, Sirona Dental Systems, 64625 Bensheim
3. 2 – R , 2 L, Hu-Friedy, 69181 Leimen, Deutschland
4. Pellex-Polierpaste, Hawe-Neos-Dental, 6934 Bioggio, Schweiz
5. Technovit 4004, Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, 61273 Wehrheim
6. V2A Stahlmuttern M12, DIN 934
7. Rotes Winkelstück, Kaltenbach & Voigt, 88400 Biberach/Riss
8. Cerinlay Diamantbohrer, Intensiv, 6962 Viganello-Lugano, Schweiz
9. Lupenbrille Zeiss, 73447 Oberkochen
10. Fig. 810/010, Gebr. Brassler GmbH, 32631 Lemgo
11. Cerec-II, Sirona Dental Systems, 64625 Bensheim
12. VITABLOCS Mark II ,Vita Zahnfabrik, 79731 Bad Säckingen
13. Empress, Ivoclar Vivadent, 9494 Schaan, Liechtenstein
14. Millitast, Perthen Mahr, 73728 Esslingen
15. Master Tray, Dr. Ihde Dental, 85385 Eching/München
16. Etch & Prime 3.0, Degussa, 63457 Hanau
17. Flexible Disposable Applikator, Kerr, 76185 Karlsruhe
18. Optilux Demetron Research Corp., Danbury, CT 06810, USA
19. Vita Ceramic etch, Vita Zahnfabrik, 79731 Bad Säckingen
20. Rosilan, ICB Chemie & Co, 12277 Berlin
21. Dry Tec Ofen, Dentsply DeTray, 63264 Dreieich
22. Variolink II Vivadent Ets., 9494 Schaan, Liechtenstein
23. Flexible Disposable Applikator, Kerr 76185 Karlsruhe
24. Airblock, Dentsply DeTray, 63264 Dreieich
25. Siroson, Sirona Dental Systems, 64625 Bensheim
26. Finierdiamanten Intensiv, Intensiv, 6962 Viganello-Lugano, Schweiz
27. Soflex, 3M Espe AG 82229 Seefeld
28. Silagum, Dental-Material Gesellschaft, 22547 Hamburg
29. Stycast 1266 Part A und B, Emmerson & Cuming, 2260 Westerlo, Belgien



30. Sputteranlage SCD 030, BAL-TEC AG, 9496 Balzers, Liechtenstein
31. Rasterelektronenmikroskop Stereoscan 100, (Cambridge Instruments)  
jetzt LEO Elektronenmikroskopie GmbH, 73447 Oberkochen,
32. Digital Image Scanning System, point electronic GmbH 06118 Halle/Saale
33. Win-Mes, Version 1.03 Stefan Küppers – med. Softwarelösungen –  
91054 Erlangen
34. Termocyclinggerät, G. Altaner, 14057 Berlin
35. SPSS PC +, Version 2.0, SPSS GmbH, 81699 München
36. Nagellack 16 (Schwarz), Margaret Astor, Coty Germany 55113 Mainz
37. Precision Diamond Wire Saw, Well 3242, Well Diamantdrahtsägen  
GmbH 68305 Mannheim,
38. LEITZ DM RD, Leica Mikroskopie und Systeme GmbH 35578 Wetzlar
39. Schliffpresse, Olympus, 20097 Hamburg,
40. PC-Statistik 5.0, 2002 Hoffmann Software 36396 Giessen

## **Danksagung**

Herrn Prof. Dr. J.-F. Roulet danke ich für die Überlassung des Promotionsthemas, seine Geduld und Motivation, sowie der Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit.

Frau Brigitte Haase danke ich für Ihre aufmerksame, hilfsbereite und immer freundliche Art während der Arbeiten im Forschungslabor.

Für die Anfertigung der Empress-Inlays danke ich Frau Doris Meyer.

Herrn Dr. Albert (Degussa AG) möchte ich für die freundliche Unterstützung und die Möglichkeit, das Degussa Forschungslabor nutzen zu dürfen, danken.

Herrn Dr. Uwe Blunk gilt mein ganz besonderer Dank für seine zu jeder Zeit konstruktive, engagierte Art und Unterstützung bei der statistischen Auswertung dieser Untersuchung.

Der Firma Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG danke ich für Bereitstellung der „CEREC® Vitablocs® Mark II.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Achim Heineke für seine freundliche und erfrischende Art mich erfolgreich an die für mich vorher eher trockene Materie der Bio-Mathematik heranzuführen.

## **Lebenslauf**

- 1960 geboren in Frankfurt
- 1983 Studium der Zahnheilkunde in Frankfurt an der Zahnärztlichen Universitäts-Klinik der Stiftung Carolinum
- 1988 Staatsexamen Zahnmedizin in Frankfurt
- 1990 Praxisgründung in Bad Vilbel
- 1999 BdiZ Zertifizierung Implantologie
- 2002 Zertifizierung Konsensuskonferenz Implantologie

Frankfurt am Main, 29. März 2003

Stefan Clotten

## **Erklärung an Eides Statt**

Frankfurt, 29. März 2003

Hiermit bestätigt der Unterzeichnende die von ihm vorgelegte Dissertation selbst und ohne die Hilfe Dritter verfasst zu haben. Die vorgelegte Arbeit stellt auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten dar. Benutzte Hilfsmittel und Literatur sind vollständig angegeben.

Stefan Clotten  
Merianstr. 24  
60316 Frankfurt am Main